

## 明 細 書

## 2 足歩行移動体の関節モーメント推定方法

## 技術分野

本発明は、人間や2足歩行ロボット等の2足歩行移動体の各脚体の関節に作用するモーメント（関節モーメント）を推定する方法に関する。

## 背景技術

例えば人間の歩行動作を補助する歩行アシスト装置の動作制御を行なう場合、人間の脚体の関節に実際に作用する関節モーメントを把握することが必要となる。この関節モーメントを把握することで、歩行アシスト装置の目標補助力を適正に決定することが可能となる。また、2足歩行ロボットにおいても、その動作制御を行なうために、脚体の各関節に実際に作用する関節モーメントを適宜把握する必要がある場合がある。

そこで、本願出願人は先に、例えば特開2003-89083号公報（以下、特許文献1という）等にて人間等の2足歩行移動体の脚体の関節モーメントを推定する手法を提案した。この手法では、2足歩行移動体の脚体の各関節の変位量（回転角）や、所定部位の加速度、角速度が所要のセンサを用いて計測され、それらの計測データや2足歩行移動体の剛体リンクモデル等を用いて各脚体に作用する床反力ベクトルとその作用点の位置とが推定される。ここで、剛体リンクモデルは、2足歩行移動体の構造を、複数の剛体要素を複数の関節要素で連結してなる連結体として表現するモデルである。この剛体リンクモデルは、2足歩行移動体の全体重心の位置や、各剛体要素および各関節要素にそれぞれ対応する2足歩行移動体の剛体相当部（大腿部、下腿部、腰部等）および関

節（膝関節、股関節等）の位置、姿勢を推定するために用いられる他、2足歩行移動体の動力学的な挙動を記述するモデルの基礎として用いられる。なお、剛体リンクモデルの各剛体要素には、その重量や長さ、重心の位置（各剛体要素上での位置）が付随的にあらかじめ設定される。

- 5       そして、前記特許文献1のものでは、推定した床反力ベクトルとその作用点の位置と剛体リンクモデルとを用いて、逆動力学モデルに基づく演算処理によって各脚体の膝関節や股関節の関節モーメントが推定される。逆動力学モデルは、それを一般的に言えば、物体に作用する外力と位置情報とを既知として（該外力および位置情報を入力パラメータとして）、  
10       該物体の内力である反力やモーメントを推定するための動力学モデルであり、物体の運動（位置の時系列パターン）と該物体に作用する力やモーメントとの関係を表すものである。前記特許文献1の手法では、逆動力学モデルは、前記剛体リンクモデルの各剛体要素の運動（並進運動および回転運動）に関する運動方程式を基に構築され、各脚体の関節  
15       モーメントが、床反力ベクトルの作用点により近い関節側のものから順番に推定される。

- ところで、前記特許文献1のもののように関節モーメントを推定する場合、床反力ベクトルやその作用点、並びに逆動力学モデルは、ある1つの座標系で記述する必要がある。そして、特許文献1のものでは、  
20       その座標系として床に固定した絶対座標系が用いられていた。

- このように絶対座標系を用いた場合には、2足歩行移動体のある所定部位（詳しくは剛体リンクモデルのある剛体要素に対応する剛体相当部）の絶対座標系での傾斜角、例えば鉛直方向に対する傾斜角を把握しつつ、2足歩行移動体のある基準部位に対する相対的な位置・姿勢として把握される2足歩行移動体の各部位（剛体リンクモデルの各剛体要素  
25       に対応する剛体相当部）の位置・姿勢を絶対座標系での値に変換しなけ

ればならない。また、床反力ベクトルや関節モーメントを求める場合、剛体リンクモデルの各胴体要素の重心の絶対座標系での位置も推定する必要があるので、それらの重心の位置を絶対座標系で表すための演算処理（座標変換処理）も必要となる。従って、上記傾斜角を用いた座標変換等の演算処理が多数、必要となる。

この場合、2足歩行移動体のある所定部位の鉛直方向に対する傾斜角の計測手法としては、角速度を検出するジャイロセンサの検出値を積分する手法、該ジャイロセンサと加速度センサとを併用して所謂カルマンフィルタの手法で傾斜角を推定する手法、あるいは、振子式の傾斜計で傾斜角を直接検出する手法等が一般的に知られている。しかるにこれらのいずれの手法でも、ジャイロセンサの検出値の積分に伴う誤差の蓄積や2足歩行移動体の運動時の慣性加速度などの影響で、一般には鉛直方向に対する傾斜角を十分に満足できる精度で計測することはできない場合が多い。従って、2足歩行移動体のある所定の部位の絶対座標系における傾斜角を高精度で把握することは一般には困難である。このため、上記のようにその傾斜角を用いた座標変換等の演算処理を多数、必要となる特許文献1の手法では、演算誤差が蓄積し易く、それが関節モーメントの推定精度を向上させる妨げとなっていた。

本発明はかかる背景に鑑みてなされたものであり、2足歩行移動体の  
20 重力方向に対する傾斜情報を使用する演算処理を可能な限り少なくして、  
脚体の関節モーメントの推定精度を高めることができる2足歩行移動体  
の関節モーメント推定方法を提供することを目的とする。

## 発明の開示

25 本発明の２足歩行移動体の関節モーメント推定方法は、２足歩行移動  
体を、複数の剛体要素が少なくとも該２足歩行移動体の各脚体の股関節

- 及び膝関節に対応する関節要素を含む複数の関節要素で連結された連結体として表現する剛体リンクモデルを用い、該2足歩行移動体の各脚体の少なくとも1つの関節に作用する関節モーメントを推定する方法であって、前記剛体リンクモデルの各関節要素に対応する前記2足歩行移動
- 5 体の各関節の変位量を逐次把握する第1ステップと、前記剛体リンクモデルの所定の1つの剛体要素に固定された座標系としてあらかじめ設定された身体座標系の原点の加速度ベクトルの該身体座標系での値を少なくとも前記2足歩行移動体に装着した加速度センサの出力を用いて逐次把握する第2ステップと、前記2足歩行移動体の各脚体に作用する床反
- 10 カベクトルの前記身体座標系での値を逐次把握する第3ステップと、前記床反カベクトルの作用点の位置ベクトルの前記身体座標系での値を逐次把握する第4ステップと、前記第1乃至第4ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記身体座標系の原点の加速度ベクトルの値と前記床反カベクトルの値とその作用点の位置ベクトルの値とを用
- 15 いて、前記剛体リンクモデルの各剛体要素の運動と該剛体要素に作用する並進力およびモーメントとの関係を前記身体座標系を用いて表す逆動力学モデルに基づいて前記2足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用する関節モーメントを逐次推定する第5ステップとを備えたことを特徴とするものである（第1発明）。
- 20 かかる本発明によれば、前記剛体リンクモデルの各関節要素に対応する2足歩行移動体の各関節の変位量（関節の回転角等）を逐次把握すると共に、剛体リンクモデルの所定の剛体要素に固定された身体座標系の原点の加速度ベクトルの身体座標系での値と、床反カベクトルおよびその作用点の位置ベクトルの身体座標系での値とを逐次把握することで、
- 25 主に身体座標系で記述されるアルゴリズムによって関節モーメントを推定することが可能となる。すなわち、前記第1ステップで把握した各関

節の変位量（これは剛体リンクモデルの各関節要素の変位量に相当する）によって、前記剛体リンクモデルの各剛体要素に対応する2足歩行移動体の各剛体相当部の相対的な位置関係および姿勢関係を逐次把握することができるので、身体座標系の原点から見た2足歩行移動体の各剛体相当部の位置および姿勢（向き）（剛体リンクモデルの各剛体要素の位置及び姿勢）を逐次把握できる。従って、各剛体要素あるいはそれに対応する2足歩行移動体の各剛体相当部の、身体座標系の原点から見た運動状態（位置、速度、加速度などの状態）を逐次把握できる。さらに、前記第2ステップで加速度センサの出力を用いて把握した身体座標系の原点の加速度ベクトルの身体座標系での値（詳しくは加速度ベクトルの、身体座標系での座標成分値の組）を用いることによって、身体座標系を固定した前記所定の剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部の運動（地面に対する運動）とその剛体相当部に対する2足歩行移動体の各部の相対的な運動とを合わせた全体的な運動に伴う剛体リンクモデルの各剛体要素の加速度等の運動状態を身体座標系での値によって逐次把握できることとなる。なお、前記身体座標系の原点の加速度ベクトルには、重力に伴う慣性加速度成分が含まれる。そして、このように剛体リンクモデルの各剛体要素の加速度等の運動状態を身体座標系での値によって逐次把握できるので、前記第3ステップおよび第4ステップで床反力ベクトルおよびその作用点の位置ベクトルの身体座標系での値（詳しくは、床反力ベクトルのおよびその作用点の位置ベクトルのそれぞれの、身体座標系での座標成分値の組）とを把握することで、前記逆動力学モデルを身体座標系で表現することが可能となる。その結果、身体座標系での床反力ベクトルの値、その作用点の位置ベクトルの値、各剛体要素の位置、加速度等の運動状態の値を用いた逆動力学モデルの演算処理によって脚体の関節に作用する関節モーメントを推定することが可能とな

る。

このように本発明によれば、身体座標系での各剛体要素あるいはこれ  
に対応する2足歩行移動体の各剛体相当部の運動状態の値を用いて脚体  
の関節モーメントを推定できるので、2足歩行移動体の傾斜情報（2足  
5 歩行移動体のある部位が鉛直方向あるいは水平方向に対してどれだけ傾  
いているか等の情報）を使用する演算処理を少なくできる。その結果、  
脚体の関節モーメントの推定精度を高めることができる。

なお、床反力ベクトルの身体座標系での値は、後述する手法により2  
足歩行移動体の傾斜情報を使用せずに把握することが可能である。ある  
10 いは、2足歩行移動体の脚体の底部等に荷重センサ（力センサ）を装着  
し、その出力を用いて床反力ベクトルの身体座標系での値を把握するこ  
とも可能である。また、床反力ベクトルの作用点の身体座標系での位置  
ベクトルの値は、後述するように2足歩行移動体の傾斜情報を使用して  
把握することも可能であるが、例えば2足歩行移動体の脚体の底部（足  
15 底）に圧力分布センサを備えた場合には、2足歩行移動体の傾斜情報  
を使用せずに把握することが可能である。

かかる本発明では、前記加速度センサは、基本的には2足歩行移動体  
のどの剛体相当部に装着されていてもよいが、前記身体座標系が固定さ  
れた剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部に装着されている  
20 ことが好ましい（第2発明）。すなわち、身体座標系が固定された剛体  
要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部以外の部位に加速度センサ  
が装着されている場合には、その装着部位の加速度ベクトルから、2足  
歩行移動体の関節の変位量等を用いて身体座標系が固定された剛体要素  
に対応する剛体相当部の加速度ベクトルを算出する必要がある。これに  
25 対して、第2発明の如く、身体座標系が固定された剛体要素に対応する  
剛体相当部に加速度センサが装着されている場合には、該身体座標系の

原点と加速度センサとの位置関係が固定されているので、2足歩行移動体の関節の変位量を使用することなく身体座標系の原点の加速度ベクトルの身体座標系での値を加速度センサの出力から把握することができる。その結果、把握する身体座標系の原点の加速度ベクトルの身体座標系で  
5 の値の精度を高めることができる。

さらに、上記第2発明では、前記身体座標系が固定された剛体要素は、前記2足歩行移動体の一对の股関節に対応する一对の関節要素を連結する剛体要素であることが好ましい（第3発明）。すなわち、2足歩行移動体の一对の股関節に対応する一对の関節要素を連結する剛体要素は2  
10 足歩行移動体の腰部に対応するものであり、該腰部は、一般に2足歩行移動体の移動時の動きが比較的小さい。このため、加速度センサの出力の急変を少なくして、該加速度センサの出力を比較的安定させることができ、ひいては、把握する身体座標系の原点の加速度ベクトルの身体座標系での値の精度を高めることができる。

15 前記第1～第3発明において、前記第3ステップで床反力ベクトルの身体座標系での値を把握することは、前記したように荷重センサを用いて行うことも可能である。但し、特に2足歩行移動体が人間である場合には脚体に荷重センサを装着すると、円滑な歩行の妨げになりやすい。そこで、第4発明では、例えば次のような手法により床反力ベクトルの  
20 身体座標系での値を把握する。

すなわち、前記2足歩行移動体の全体重心の位置ベクトルの前記身体座標系での値を前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて逐次求める第6ステップと、その全体重心の位置ベクトルの値の時系列データおよび前記第2ステップで把握した身体座標系の原点の加速度ベクトルの値から該全体重心の  
25 加速度ベクトルの身体座標系での値を逐次把握する第7ステップと、前

記2足歩行移動体の運動状態が一对の脚体のうちの一方の脚体のみが接地している単脚支持状態であるか、両脚体が接地している両脚支持状態であるかを逐次判断する第8ステップとを備える。そして、前記第3ステップは、2足歩行移動体の運動状態が前記単脚支持状態であるときに

5 は、前記第7ステップで求めた前記全体重心の加速度ベクトルの値と2足歩行移動体の全体重量と接地している脚体に作用する床反力ベクトルとにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式に基づいて該床反力ベクトルの身体座標系での値を推定する。また、2足歩行移動体の運動状態が前記両脚支持状態であるときには、前記第7ステップで

10 求めた前記全体重心の加速度ベクトルの値と2足歩行移動体の全体重量と両脚体のそれぞれに作用する床反力ベクトルとにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式と、各脚体に作用する床反力ベクトルが該脚体の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部から2足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベクトルであると仮定して定まる、2足

15 歩行移動体の全体重心に対する該脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力ベクトルとの間の関係式とに基づいて両脚体のそれぞれに作用する床反力ベクトルの身体座標系での値を把握する（第4発明）。

これによれば、単脚支持状態と両脚支持状態とで2足歩行移動体の全体重心の運動方程式（全体重心の並進運動に関する運動方程式）を基本

20 として、接地している脚体に作用する床反力ベクトルを推定するので、2足歩行移動体の歩行の妨げあるいは負担となるような荷重センサを使用することなく、床反力ベクトルを推定できる。なお、両脚支持状態では、全体重心の運動方程式だけでは各脚体のそれぞれに作用する床反力ベクトルを特定できないが、各脚体に作用する床反力ベクトルが該脚体

25 の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部（例えば各脚体の足首関節、床反力作用点等）から2足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベク



トルであると仮定して定まる、2足歩行移動体の全体重心に対する該脚  
体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力ベクトルとの間の関係  
式をさらに用いることによって、各脚体毎の床反力ベクトルを推定でき  
る。この場合、前記運動方程式で必要となる2足歩行移動体の全体重心  
5 の加速度ベクトルは、その身体座標系での値が前記第7ステップで逐次  
求められるので、その全体重心の運動方程式を身体座標系の座標成分値  
だけで記述することができる。また、前記2足歩行移動体の全体重心に  
対する脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力ベクトルとの  
間の関係式も身体座標系の座標成分値だけで記述できる。従って、身体  
10 座標系での床反力ベクトルの値を、2足歩行移動体の傾斜情報（鉛直方  
向あるいは水平方向に対する傾斜情報）を把握することなく求めること  
ができる。

また、床反力ベクトルの作用点は、例えば2足歩行移動体の足平部の  
底部に圧力分布センサを備えることで、その検出出力から把握すること  
15 も可能であるが、例えば次のような手法により推定することも可能であ  
る。

前記身体座標系が固定された剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛  
体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を逐次把握する第9ステップと、2  
足歩行移動体の各脚体毎に該脚体が接地しているか否かを判断する第1  
20 0ステップと、前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の  
変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて少なくとも2足歩行移動体の  
全体重心の位置ベクトルの前記身体座標系での値と接地している各脚体  
の足首関節の位置ベクトルの前記身体座標系での値と該脚体の足平部の  
中足趾節関節の位置ベクトルの前記身体座標系での値とを把握する第1  
25 1ステップと、その把握した前記全体重心、接地している各脚体の足首  
関節および該脚体の足平部の中足趾節関節のそれぞれの位置ベクトルの

値と前記第 9 ステップで把握した傾斜角とに基づいて少なくとも該全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係と該脚体の足首関節の鉛直方向位置を把握する第 1 2 ステップと、その把握した全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置を推定すると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を推定する第 1 3 ステップとを備え、前記第 4 ステップは、該第 1 3 ステップで推定された床反力ベクトルの作用点の水平面内位置および鉛直方向位置と前記第 9 ステップで把握された傾斜角とに基づき前記身体座標系での作用点の位置ベクトルの値を把握する（第 5 発明）。

すなわち、2 足歩行移動体の接地している脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置は、その脚体の足首関節と中足趾節関節と 2 足歩行移動体の全体重心との相対的位置関係に密接に関係している。また、床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置は、脚体の足首関節の鉛直方向位置とほぼ一定の相関性を有する。従って、2 足歩行移動体の全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置を把握することができると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を把握することができる。そして、その把握した水平面内位置および鉛直方向位置と身体座標系が固定された剛体要素に対応する 2 足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角とを用いることで、身体座標系での床反力ベクトルの作用点の位置ベクトルを求めることができる。

このように床反力作用点の位置ベクトルを推定する場合には、身体座

標系が固定された剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を傾斜角検出用のセンサ（角速度センサや傾斜計）を用いて把握する必要がある。しかし、本発明では、その傾斜角は、床反力ベクトルの作用点を推定するためにだけ使用すればよいので、その傾斜角を用いる演算は必要最低限に抑えられる。従って、該傾斜角が誤差を有するような場合であっても、演算誤差の累積を最小限に抑えることができ、ひいては、関節モーメントの推定精度を十分な精度に確保できる。また、瞬間的に比較的大きな荷重がかかりやすい足平部の底部に圧力分布センサを設けずに済むため、関節モーメントの推定のための装置構成の耐久性上の利点もある。

なお、上記第5発明は前記第4発明と併用してもよい。この場合には、前記第11ステップで必要となる、身体座標系での全体重心の位置ベクトルの値は、第4発明の前記第6ステップで求めたものを使用すればよい。従って、第5発明の第10ステップでは、身体座標系での全体重心の位置ベクトルの値を改めて求める必要はない。

前記第5発明では、前記第3ステップおよび第4ステップでそれぞれ把握する床反力ベクトルの値およびその作用点の位置ベクトルの値が3次元の値であるときには、床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（2足歩行移動体の前後方向および左右方向での位置）は、次のように把握することができる。すなわち、前記第13ステップは、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体の足平部の中足趾節

関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、該脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用するの床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定する（第6発明）。

- すなわち、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体は、通常、その足平部の踵で接地しており、その接地箇所は、該脚体の足首関節のほぼ直下に存在する。従って、この場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定できる。また、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体は、通常、その足平部のつま先で接地しており、その接地箇所は、該脚体の足平部の中足趾節関節のほぼ直下に存在する。従って、この場合には、該脚体の足平部の中足趾節関節の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定できる。また、全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、床反力ベクトルの作用点の前後方向での位置は全体重心の前後方向での位置とほぼ同じである。また、足平部

は、概ね足首関節から中足趾節関節まで延在する剛体とみなせるので、床反力ベクトルの作用点は、足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えることができる。従って、この場合には、脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心  
5 と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置（前後方向および左右方向での位置）として推定することができる。

また、上記第5又は第6発明では、床反力作用点ベクトルの鉛直方向位置の推定に関しては、例えば、前記第13ステップは、接地している  
10 脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を、前記第12ステップで把握された脚体の足首関節の鉛直方向位置からあらかじめ定めた所定値だけ鉛直方向下方に離れた位置として推定する（第7発明）。すなわち、2足歩行移動体の歩行時等に接地している脚体の足首関節は、一般に床面から概ね一定の高さの位置に存在する。従って、脚体の足首  
15 関節の鉛直方向位置から、あらかじめ定めた所定値（上記一定の高さに相当する所定値）だけ鉛直方向下方に離れた位置を床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置として推定できる。

接地している脚体の足首関節の床面からの高さは上記の如く概ね一定の高さであるが、2足歩行移動体の移動時に脚体の足平部の底面のつま  
20 先側の部分だけが接地している状態では、該脚体の足首関節の床面からの高さは、該足平部の底面のほぼ全体または踵側の部分が接地している場合に較べて多少高くなる。従って、床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置の推定精度をより高める上では、第7発明で次のようにすることが好ましい。

25 すなわち、前記第10ステップでは、接地していると判断した脚体について、さらに該脚体の足平部のつま先側部分および踵側部分のそれぞれ

れ接地の有無を判断し、前記第12ステップでは、前記接地している脚  
体の足首関節の鉛直方向位置に加えて該脚体の足平部の中足趾節関節の  
鉛直方向位置を把握するようにする。そして、前記第13ステップでは、  
前記第10ステップで足平部のつま先側部分および踵側部分のうちのつ  
5 ま先側部分のみが接地していると判断されたときには、前記所定値の代  
りに、前記第12ステップで把握した前記足首関節の鉛直方向位置と中  
足趾節関節の鉛直方向位置とから求められる該足首関節と中足趾節関節  
との鉛直方向の距離を用いて前記床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位  
置を推定する（第8発明）。

10 これによれば、接地している脚体の足平部のつま先側部分だけが接地  
していると判断される状態では、脚体の足首関節の鉛直方向位置から、  
足首関節と中足趾節関節との鉛直方向距離だけ鉛直下方に離れた位置が  
床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置として推定される。その結果、  
床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置の推定精度を高めることができ  
15 る。

以上説明した各発明では、前記第3ステップおよび第4ステップでそ  
れぞれ把握する床反力ベクトルの値およびその作用点の位置ベクトルの  
値は、3次元の値であることが好ましい（第9発明）。これによれば、  
2 足歩行移動体の空間的な挙動に則して床反力ベクトルの値およびその  
作用点の位置ベクトルの値を把握するので、それらを基に推定される関  
20 節モーメントの推定精度を高めることができる。

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明を2足歩行移動体としての人間に適用した実施形態で  
25 の全体的装置構成を模式的に示す図、図2は図1の装置に備えたセンサ  
ボックスの構成を示すブロック図、図3は実施形態で使用する剛体リン

クモデルの斜視図、図4は図2に示した演算処理装置の機能的手段を示すブロック図である。図5および図6はそれぞれ実施形態で用いる座標変換の変換テンソルの例を説明するための図、図7は2足歩行移動体の単脚支持状態での床反力ベクトルの推定手法を説明するための図、図8

5 (a), (b)は2足歩行移動体の両脚支持状態での床反力ベクトルの推定手法を説明するための図、図9(a)~(c)は床反力ベクトルの作用点の推定手法を説明するための図、図10は図9(b)の状態での床反力ベクトルの作用点のY軸方向成分の推定手法を説明するための図である。

10

#### 発明を実施するための最良の形態

本発明の実施形態を図1~図10を参照して説明する。図1は本発明を2足歩行移動体としての人間に適用した実施形態での全体的装置構成を模式的に示す図である。同図に示すように、人間1は、その構成を大

15 別すると、左右一対の脚体2, 2と、胴体3と、左右一対の腕体4, 4と、頭部5とを有する。胴体3は、腰部6、腹部7、および胸部8から構成され、その腰部6が脚体2, 2のそれぞれに左右一対の股関節9, 9を介して連結されて両脚体2, 2上に支持されている。また、胴体3の胸部8の左右の両側部からそれぞれ腕体4, 4が延設されると共に、

20 胸部8の上端に頭部5が支持されている。各脚体2は、股関節9から延在する大腿部10と、該大腿部10の先端から膝関節11を介して延在する下腿部12と、該下腿部12の先端から足首関節13を介して延在する足平部14とを備えている。

本実施形態では、このような構成を有する人間1の各脚体2の各関節

25 9, 11, 13に作用する関節モーメントの推定を行うために、次のような装置を人間1に装備している。すなわち、腰部6の背面にはセンサ

ボックス 15 が図示しないベルト等の部材を介して装着されている。このセンサボックス 15 の内部には、図 2 のブロック図で示すように 3 軸方向の加速度（並進加速度）を検出する加速度センサ 16 と、3 軸方向（3 軸回り）の角速度を検出するジャイロセンサ 17 と、マイクロコンピュータを用いて構成された演算処理装置 18 と、後述する光ファイバ 26, 27 に導入する光を発光したり、戻り光を受光する発光／受光器 19 と、演算処理装置 18 等の各電装品の電源としてのバッテリー 20 とが収容されている。なお、加速度センサ 16 及びジャイロセンサ 17 は、センサボックス 15 を介して腰部 6 に固定され、腰部 6 と一体的に動くようになっている。

各脚体 2 の股関節 9、膝関節 11、足首関節 13 の部位には、それぞれの関節の変位量を検出する関節変位センサ 21, 22, 23 が図示しないベルト等の部材を介して装着されている。これらの各関節変位センサ 21, 22, 23 が検出する変位量は、各関節 9, 11, 13 の 3 軸回りの回転角であり、その検出は、ポテンショメータ等を用いて行われる。

また、各脚体 2 の足平部 14 の底面（詳しくは足平部 14 に装着した靴の底面）には、2 つの接地センサ 24, 25 が設けられている。接地センサ 24, 25 のうち、接地センサ 24 は足首関節 13 の直下の箇所（踵）に設けられ、接地センサ 25 は足平部 14 の中足趾節関節 14a（足平部 14 の親指の付け根の関節）の直下の箇所（つま先）に設けられている。これらの接地センサ 24, 25 は、それを設けた箇所が接地しているか否かを示す ON/OFF 信号を出力するセンサである。なお、各関節変位センサ 21, 22, 23、および接地センサ 24, 25 の検出出力は信号線（図示省略）を介してセンサボックス 15 の演算処理装置 18 に入力される。



さらに、図1に示す如く、センサボックス15から2本の光ファイバ26, 27が胴体3の背面沿いに上方に向かって延設され、その先端部がそれぞれ腹部7の背面、胸部8の背面に図示しないベルト等の部材を介して固定されている。光ファイバ26, 27は、それぞれ腰部6に対する腹部7、胸部8の傾き角（矢状面での傾き角）を検出する検出手段の構成要素である。これらの光ファイバ26, 27を用いた腹部7、胸部8の傾き角の計測は次のような手法により行われる。光ファイバ26を用いた腹部7の傾き角の計測手法を代表的に説明すると、該光ファイバ26には、センサボックス15内に設けられた発光／受光器19（図2に示す）から所定の強度の光が導入されると共に、その導入された光が該光ファイバ26の先端で反射されてセンサボックス15側に戻ってくるようになっている。そして、その光の戻り量（戻った光の強度）が前記発光／受光器19により検出されるようになっている。また、光ファイバ26には、微小な光漏れを許容する複数の刻み部（図示しない）が長手方向に間隔を存して設けられており、光ファイバ26に導入された光のうち、腰部6に対する腹部7の傾き角に応じた量の光がそれらの刻み部を介して光ファイバ26から漏出する。このため、センサボックス15側への光の戻り量は、腹部7の傾き角に応じたものとなり、その戻り量を検出することで、腰部6に対する腹部7の傾き角が計測される。すなわち、光ファイバ25の光の戻り量に応じた発光／受光器19の検出出力が、腰部6に対する腹部7の傾き角に応じたものとなり、それが該傾き角を示す信号として演算処理装置18に入力される。光ファイバ27を用いた胸部8の傾き角の計測手法も同様である。

なお、前記関節変位センサ21, 22, 23がそれぞれ検出する股関節9、膝関節11、足首関節13の回転角は、両足平部14, 14を平行に前方に向けて人間1が直立姿勢で起立した状態（以下、人間1の基

準姿勢状態という)を基準(ゼロ点)とする回転角である。光ファイバ26, 27を用いて検出する腹部7、胸部8の傾き角についても同様である。

ここで、本実施形態で用いる人間1の剛体リンクモデルと座標系とについて説明しておく。図3はその剛体リンクモデルS1と座標系とを示している。なお、この剛体リンクモデルS1は、前記図1にも仮想線で併記されている。本実施形態では、剛体リンクモデルS1は、人間1を、9個の剛体要素と8個の関節要素とで構成される連結体として表現している。さらに詳説すると、剛体リンクモデルS1は、大別すると、人間1の各脚体2にそれぞれ対応する一対の脚体部S2, S2と、人間1の上体(腰部6から上側の部分)に対応する上体部SUとから構成されている。上体部SUは、人間1の腰部6に対応する剛体要素S6と腹部7に対応する剛体要素S7とを関節要素JU1で連結し、さらに、剛体要素S7と胸部8に対応する剛体要素S8とを関節要素JU2で連結してなる連結体として構成されている。以下、剛体要素S6, S7, S8をそれぞれ腰部要素S6、腹部要素S7、胸部要素S8と称し、関節要素JU1、JU2をそれぞれ上体下部関節JU1、上体上部関節JU2と称することがある。

この場合、腰部要素S6は、逆T字形となっており、その上端に前記上体下部関節JU1が設けられると共に、左右の両端に人間1の一対の股関節9, 9に対応する一対の関節要素J9, J9(以下、単に股関節J9ということがある)が設けられている。つまり、腰部要素S6は、股関節J9, J9の間でそれらの中心を結ぶ線分方向(左右方向)に延在する部分S6aとこの部分S6aの中央から上体下部関節JU1に向かってほぼ上方に伸びる部分S6bとから構成されている。ここで、上体下部関節JU1は、人間1の腰部6と腹部7との境界付近で人間1の

背骨上に想定した関節に対応するものであり、上体上部関節 J U 2 は、腹部 7 と胸部 8 との境界付近で人間 1 の背骨上に想定した関節に対応するものである。人間 1 の胴体 3 の曲げ動作をつかさどる実際の背骨は多数の関節で構成されるが、剛体リンクモデル S 1 では、上体部 S U の曲  
5 げ動作は、上体下部関節 J U 1 および上体上部関節 J U 2 の 2 つの関節要素で行われる。そして、腹部要素 S 7 は、上体下部関節 J U 1 と上体上部関節 J U 2 との間でそれらの中心を結ぶ線分方向に延在している。  
なお、胸部要素 S 8 は、図 1 に示す如く、上体上部関節 J U 2 から人間 1 の首の付け根（より詳しくは胴体 3 と首との境界付近での背骨上の部  
10 位）まで延在するものとされている。

剛体リンクモデル S 1 の各脚体部 S 2 は、大腿部 10 に対応する剛体要素 S 10 を前記股関節 J 9 を介して腰部要素 S 6 に連結し、下腿部 12 に対応する剛体要素 S 12 を膝関節 11 に対応する関節要素 J 11 を介して連結し、足平部 14 に対応する剛体要素 S 14 を足首関節 13 に  
15 対応する関節要素 J 13 を介して連結してなる連結体として構成されている。以下、剛体要素 S 10、S 12、S 14 をそれぞれ大腿部要素 S 10、下腿部要素 S 12、足平部要素 S 14 と称し、関節要素 J 11、J 13 をそれぞれ単に膝関節 J 11、足首関節 J 13 と称することがある。

20 この場合、大腿部要素 S 10 および下腿部要素 S 12 は、それぞれの両端の関節要素の間でそれらの中心を結ぶ線分方向に延在している。また、足平要素 S 14 の先端は、人間 1 の足平部 14 の中足趾節関節 14 a（以下、MP 関節 14 a という）に対応しており、足平要素 S 14 は、  
図 1 に示す如く、足首関節 13（J 13）から足平部 14 の中足趾節関  
25 節 14 a（以下、MP 関節 14 a という）まで延在している。剛体リンクモデル S 1 では、足平要素 S 14 の先端は関節としての機能を持つも

のではないが、以下、便宜上、その先端をMP関節J14aと称することがある。

以上の如く構成された剛体リンクモデルS1の各剛体要素及び各関節要素は、各関節要素の回転運動によって、その相互の位置関係および姿勢関係（向きの関係）が各剛体要素および各関節要素に対応する人間1の各部の相互の位置関係および姿勢関係とほぼ同一になるように運動可能とされている。この場合、上体下部関節JU1及び上体上部関節JU2は、それぞれ3軸回りの回転が可能とされており、その中の1軸を計測軸として、その計測軸回りの回転（図3中に各関節要素JU1, JU2に対応して記載した矢印（回転方向を表す矢印））を計測するようにしている。その計測軸は、本実施形態では、前記一对の股関節J9, J9の中心を結ぶ線分（腰部要素S6の部分S6aの延在方向）と平行な軸である。また、各脚体部S2の股関節J9、膝関節J11、および足首関節J13はそれぞれ、左側の脚体部S2の各関節要素J9, J11, J13に関して代表的に図3中に記載した矢印（回転方向を表す矢印）で示す如く3軸回りの回転が可能とされている。

また、剛体リンクモデルS1では、その各剛体要素の重量および長さ（軸心方向の長さ）、各剛体要素の重心の位置（各剛体要素での位置）とがあらかじめ定められて、演算処理装置18の図示しないメモリに記憶保持されている。図3の黒点G8, G7, G6, G10, G12, G14はそれぞれ胸部要素S8、腹部要素S7、腰部要素S6、大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14の重心を例示的に示している。なお、腰部要素S6は前記したように逆T字形であるので、その長さについては、前記部分S6aの長さと部分S6bの長さがある。

各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的にはそれぞれの剛体要素に対応する人間1の剛体相当部の重量、長さ、重心の位置とほぼ同

一に設定されている。例えば、大腿部要素 S 10 の重量、長さ、重心の位置は、それぞれ人間 1 の大腿部 10 の実際の重量、長さ、重心の位置とほぼ同一である。但し、重量および重心の位置は、人間 1 に本実施形態の装置を装備した状態での重量および重心の位置である。また、胸部要素 S 8 の重量および重心の位置は、人間 1 の胸部 8 と両腕体 4, 4 と頭部 5 とを合わせたものの重量および重心の位置である。補足すると、人間 1 の移動時の両腕体 4, 4 の運動（腕を前後に振る動作）に伴う胸部要素 S 8 の重心の位置変化は比較的小さく、該胸部要素 S 8 のほぼ一定の位置に維持される。また、各剛体要素の重心の位置は、各剛体要素にあらかじめ固定して設定された後述の要素座標系での位置ベクトルとして、該要素座標系の各座標成分値で設定されている。

各剛体要素の重量、長さ、重心の位置は、基本的には、人間 1 の各部の寸法や重量の実測値に基づいて定めればよいが、人間 1 の身長や体重から、人間の平均的な統計データに基づいて推定するようにしてもよい。一般に、各剛体要素に対応する人間 1 の剛体相当部の重心の位置や重量、長さは、人間の身長や体重（全体重量）と相関性があり、その相関関係に基づいて人間 1 の身長および体重の実測データから各剛体要素に対応する人間 1 の剛体相当部の重心の位置や重量、長さを比較的精度よく推定することが可能である。

なお、図 3 では、便宜上、各重心 G 8, G 7, G 6, G 10, G 12, G 14 は、それぞれに対応する剛体要素の軸心上に位置するように記載しているが、必ずしもその軸心上に位置するとは限らず、その軸心からずれた位置に存在してもよい。

本実施形態では、剛体リンクモデル S 1 に対して、次のような座標系があらかじめ設定されている。すなわち、図 3 に示す如く身体座標系 B C が腰部要素 S 6 に固定して設定されている。この身体座標系 B C は、

一对の股関節 J 1 1, J 1 1 の中心を結ぶ線分の中点 (腰部要素 S 6 の部分 S 6 a の中央点) を原点とし、その線分の方を Y 軸、原点から上体下部関節 J U 1 の中心に向かう方向を Z 軸、これらの Y 軸および Z 軸に直交する方向を X 軸とする 3 次元座標系 (X Y Z 座標系) として設定されている。人間 1 の前記基準姿勢状態では、身体座標系 B C の X 軸、Y 軸、Z 軸はそれぞれ人間 1 の前後方向、左右方向、上下方向 (鉛直方向) に向き、X Y 平面は水平面である。

また、各剛体要素には、例えば参照符号 C 8, C 7, C 6, C 1 0, C 1 2, C 1 4 で示すように要素座標系が固定的に設定されている。本実施形態では、腰部要素 S 6 の要素座標系 C 6 は身体座標系 B C と同一とされている。また、胸部要素 S 8、腹部要素 S 7、各大腿部要素 S 1 0、各下腿部要素 S 1 2、および各足平部要素 S 1 4 のそれぞれの要素座標系 C 8, C 7, C 1 0, C 1 2, C 1 4 はそれぞれ、上体上部関節 J U 2、上体下部関節 J U 1、膝関節 J 1 1、足首関節 J 1 3、MP 関節 J 1 4 a の中心点を原点とする 3 次元座標系 (X Y Z 座標系) とされている。別の言い方をすれば、各脚体部 S 2 については、その各剛体要素 S 1 0, S 1 2, S 1 4 の要素座標系 C 1 0, C 1 2, C 1 4 は、各剛体要素 S 1 0, S 1 2, S 1 4 の両端の関節要素のうち、腰部要素 S 6 からより遠い側の関節要素の中心点を原点としている。また、上体部 S U の腹部要素 S 7 および胸部要素 S 8 のそれぞれの要素座標系 C 7, C 8 は、腹部要素 S 7 および胸部要素 S 8 のそれぞれの両端の関節要素のうち、腰部要素 S 6 により近い側の関節要素の中心点を原点としている。なお、図 3 では、要素座標系 C 1 0, C 1 2, C 1 4 は図示の便宜上、右側脚体部 S 2 についてのみ図示しているが、左側脚体部 S 2 についても右側脚体部 S 2 と同様に要素座標系が設定されている。

また、要素座標系 C 8, C 7 は、それぞれ胸部要素 S 8、腹部要素 S

7の延在方向（軸心方向）にZ軸が設定されると共に、Y軸が身体座標系BCのY軸と同一方向に設定されている。また、要素座標系C10、C12、C14はそれぞれ大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14の延在方向（軸心方向）にZ軸が設定されると共に、Y軸が股関節J9、膝関節J11及び足首関節J13のそれぞれの中心点を含む平面（以下、脚平面といふことがある）の法線方向に設定されている。上記のいずれの要素座標系C8、C7、C10、C12、C14でも、X軸はY軸及びZ軸に直交する方向に設定されている。以下の説明では、各要素座標系C8、C7、C6、C10、C12、C14をそれぞれ胸部座標系C8、腹部座標系C7、腰部座標系C6、大腿部座標系C10、下腿部座標系C12、足平部座標系C14と称することがある。

なお、要素座標系C8、C7、C10、C12、C14は、必ずしも上記の如く設定する必要はなく、基本的にはその原点や各軸の向きの設定は任意でよい。

図4は前記演算処理装置18の演算処理機能を示すブロック図である。同図に示すように、演算処理装置18は、前記各関節変位センサ21、22、23および発光／受光器19の検出出力を基に後述する座標変換のための変換テンソルを作成する変換テンソル作成手段28と、その変換テンソルを用いて前記剛体リンクモデルS1の各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルの値（座標成分値）を求める関節・要素重心位置算出手段29と、前記加速度センサ16及びジャイロセンサ17の検出出力を基に身体座標系BCの原点の加速度ベクトル（並進加速度）の値（身体座標系BCでの座標成分値）を求める身体座標系加速度算出手段30と、前記加速度センサ16及びジャイロセンサ17の検出出力を基に身体座標系BCの鉛直方向に対する傾斜角を算出する身体座標系傾斜角算出手段31とを備えている。

さらに演算処理装置18は、関節・要素重心位置算出手段29が求めた各剛体要素の重心の位置ベクトルの値を用いて身体座標系BCでの剛体リンクモデルS1の全体重心（人間1の全体重心）の位置ベクトルの値を求めると共に、その位置ベクトルの値の時系列データと身体座標系

5 加速度算出手段30が求めた身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの値とを用いて該全体重心の加速度ベクトル（並進加速度）の値（身体座標系BCでの座標成分値）を求める全体／要素重心運動算出手段32を備えている。なお、全体／要素重心運動算出手段30では、関節・要素重心位置算出手段29が求めた各大腿部要素S10、下腿部要素S12

10 および足平部要素S12のそれぞれの重心の位置ベクトルの値の時系列データと身体座標系加速度算出手段30が求めた身体座標系BCの原点の加速度ベクトルの値とを用いて各大腿部要素S10、下腿部要素S12および足平部要素S14の重心の加速度ベクトル（並進加速度）の値（身体座標系BCでの座標成分値）も求められる。

15 また、演算処理装置18は、関節・要素重心位置算出手段29が求めた各足首関節J13の位置ベクトルの値と全体／要素重心運動算出手段32が求めた全体重心の位置ベクトルの値およびその加速度ベクトルの値と前記接地センサ24、25の検出出力とを用いて人間1の各脚体2、2に作用する床反力ベクトル（並進床反力）の身体座標系BCでの値

20 （座標成分値）を推定する床反力推定手段33と、関節・要素重心位置算出手段29が求めた各足首関節J13および各MP関節J14aの位置ベクトルの値と身体座標系傾斜角算出手段31が求めた身体座標系BCの傾斜角と全体／要素重心運動算出手段32が求めた全体重心の位置ベクトルの値と接地センサ24、25の検出出力とを用いて各脚体2に

25 作用する床反力ベクトルの作用点（以下、単に床反力作用点という）の位置ベクトルの身体座標系BCでの値（座標成分値）を求める床反力作



用点推定手段34とを備える。

そして、演算処理装置18は、変換テンソル作成手段28が作成した変換テンソルと全体／要素重心運動算出手段30が求めた各大腿部要素S10、下腿部要素S12、足平部要素S14のそれぞれの重心の加速度ベクトルと床反力推定手段33が求めた床反力ベクトルの値と床反力作用点推定手段34が求めた床反力作用点の位置ベクトルの値とを用いて各脚体2の足首関節13、膝関節11および股関節9に作用する関節モーメントを推定する関節モーメント推定手段35を備えている。

詳細は後述するが、演算処理装置18は、上記各手段28～35の演算処理を所定の演算処理周期で逐次実行し、各演算処理周期において最終的に関節モーメント推定手段35により関節モーメントの推定値を逐次算出する。

次に演算処理装置18の各手段の詳細な演算処理と併せて本実施形態の装置の作動を説明する。なお、以下の説明において、一般的に、ベクトル量のある座標系Caから別の座標系Cbに座標変換する変換テンソル、すなわち座標系Caの成分値で表されるベクトル量を座標系Cbの成分値で表されるベクトル量に変換するテンソルを「 $R(Ca \rightarrow Cb)$ 」というように表記する。また、ある座標系Caで見たある点Pもしくは部位Pの位置ベクトルを $U(P/Ca)$ というように表記する。また、ある座標系Caの座標成分値で表される、物体Qもしくは部位Qの作用力、加速度等の物理量のベクトルAを $A(Q/Ca)$ というように表記する。この場合、位置ベクトル $U(P/Ca)$ や、物理量ベクトル $A(Q/Ca)$ の座標系Caでの座標成分値を表すときは、各座標軸の名称であるx、y、zをさらに付加して表記する。例えば、位置ベクトル $U(P/Ca)$ のX座標成分は、 $U(P/Ca)_x$ というように表記する。

また、前記各要素座標系C8、C7、C6、C10、C12、C14

をそれぞれ対応する部位の名称を用いてC\_\_胸部、C\_\_腹部、C\_\_腰部、C\_\_大腿部、C\_\_下腿部、C\_\_足平部と称することがある。このことは、各剛体要素S 8, S 7, S 6, S 10, S 12, S 14、各剛体要素Sの重心G 8, G 7, G 6, G 10, G 12, G 14についても同様とする。  
5  る。例えば腰部剛体要素S 8およびその重心G 8をそれぞれS\_\_腰部、G\_\_腰部と表記することがある。なお、大腿部10、下腿部12、足平部14に関するものについては、その左右を区別する必要があるときは、「右」、「左」をさらに付加して記述する。例えば右側大腿部要素S 10をS\_\_右大腿部と称することがある。また、股関節J 9、膝関節J 11、  
10  足首関節J 13、およびMP関節J 14 aをそれぞれJ\_\_股、J\_\_膝、J\_\_足首、J\_\_MPと称することがある。この場合も左右を区別する必要があるときは、上記と同様、「右」、「左」をさらに付加して表記する。

演算処理装置18は、所定の演算処理周期で前記各関節変位センサ21, 22, 23、発光／受光器19、加速度センサ16、ジャイロセンサ17の検出出力を図示しないA/D変換器を介して取り込むと共に、  
15  各接地センサ24, 25の検出出力(ON/OFF信号)を取り込む。そして、まず、前記変換テンソル作成手段28および関節・要素重心位置算出手段29の演算処理を順次実行する。

変換テンソル作成手段28の演算処理では、各要素座標系と身体座標系BCとの間のベクトル量の座標変換を行うための変換テンソルが作成される。この変換テンソルは、次の手順で作成される。まず、各関節変位センサ21, 22, 23の検出出力を基に、それぞれ各脚体2の股関節9、膝関節11および足首関節13のそれぞれの回転角(3軸回りの回転角)が剛体リンクモデルS1の各股関節J 9、膝関節J 11および  
20  足首関節J 13の回転角として把握されると共に、発光／受光器19の  
25  検出出力を基に、剛体リンクモデルS1の腰部要素M6に対する腹部要

素 S 7 と胸部要素 S 8 との傾斜角（詳しくは腰部要素座標系 C 6 の Z 軸方向に対する矢状面（X Z 平面）上での傾斜角）が把握される。そして、これらの把握された回転角および傾斜角を用いて、剛体要素の要素座標系の間でベクトル量の座標変換を行うための変換テンソルが作成される。

- 5 この要素座標系間変換テンソルは、本実施形態では、足平部座標系 C 1 4 から下腿部座標系 C 1 2 への変換テンソル  $R(C\_足平部 \rightarrow C\_下腿部)$  と、下腿部座標系 C 1 2 から大腿部座標系 C 1 0 への変換テンソル  $R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部)$  と、大腿部座標系 C 1 0 から腰部座標系 C 6 への変換テンソル  $R(C\_大腿部 \rightarrow C\_腰部)$  と、腹部座標系 C 7 から
- 10 腰部座標系 C 6 への変換テンソル  $R(C\_腹部 \rightarrow C\_腰部)$  と、胸部座標系 C 8 から腰部座標系 C 6 への変換テンソル  $R(C\_胸部 \rightarrow C\_腰部)$  とから構成される。なお、 $R(C\_足平部 \rightarrow C\_下腿部)$ 、 $R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部)$ 、 $R(C\_大腿部 \rightarrow C\_腰部)$  は、左右の脚体部 S 2 毎に各別に作成される。
- 15 ここで作成される要素座標系間変換テンソルの一例を示すと、例えば図 5 に示すように膝関節 1 1 の関節変位センサ 2 2 の検出出力から把握される膝関節 1 1 の回転角（膝関節 J 1 1 の回転角）が、大腿部座標系 C 1 0 の Y 軸（図 5 の紙面に垂直な軸）回りに  $\theta_y$  であるとする。但し、この例では要素座標系 C 1 0 の X 軸回り、Z 軸回りの膝関節 1 1 の回転
- 20 角は 0 であるとする。また、膝関節 1 1 の Y 軸回り回転角は、脚体 2 が伸びる方向を正方向としており、図示の例では  $\theta_y < 0$  である。このとき、変換テンソル  $R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部)$  は、次式（1）の如く 3 次の行列で表される。

$$R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部) = \begin{bmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y \end{bmatrix} \quad \dots\dots(1)$$

なお、図5の例では、膝関節11の1軸回り（Y軸回り）の回転のみを想定したため、変換テンソル $R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部)$ は式（1）のような簡単な行列で表されるが、一般にはより複雑な形式になる。

- 5      また、例えば変換テンソル $R(C\_腹部 \rightarrow C\_腰部)$ は、腰部6に対する腹部7の傾斜角を $\theta_y$ （但し傾斜角 $\theta_y$ は人間1の前方側への傾斜方向を正方向とする）とおくと、前記式（1）の右辺の行列と同じ形の行列で表される。変換テンソル $R(C\_胸部 \rightarrow C\_腰部)$ も同様である。補足すると、本実施形態では、剛体リンクモデルS1の上体下部関節J
- 10    U1および上体上部関節JU2を1軸回り（ $C\_腹部$ および $C\_胸部$ のY軸回り）の回転による腹部要素S7および胸部要素S8の腰部要素S6に対する傾斜角を計測するようにしたため、変換テンソル $R(C\_腹部 \rightarrow C\_腰部)$ および $R(C\_胸部 \rightarrow C\_腰部)$ は常に前記式（1）の右辺の行列と同じ形の行列で表される。但し、上体下部関節JU1および上体上部関節JU2をそれぞれ例えば2軸回り（例えば $C\_腹部$ および $C\_胸部$ のY軸とX軸との2軸回り）の回転が可能なものとして、腹部要素S7および胸部要素S8の2軸回りの傾斜角を計測するようにしてもよい。
- 15

- 次いで、上記の如く求めた要素座標系間変換テンソルから、各要素座
- 20    標系で記述された（各要素座標系の座標成分値で記述された）ベクトル量を身体座標系BCに座標変換する（ベクトル量を身体座標系BCの座標成分値での記述に変換する）ための変換テンソルが求められる。

この場合、本実施形態では腰部座標系C6（ $C\_腰部$ ）は身体座標系BCに等しいものとしたので、 $C\_腰部$ から身体座標系BCへの変換テ

ンソル  $R(C\_腰部 \rightarrow BC)$  は 3 次の単位行列で表される。また、腹部座標系  $C7$  ( $C\_腹部$ ) および胸部座標系  $C8$  ( $C\_胸部$ ) のそれぞれから身体座標系  $BC$  への変換テンソル  $R(C\_腹部 \rightarrow BC)$ ,  $R(C\_胸部 \rightarrow BC)$  は、それぞれ先に求めた要素座標系間変換テンソル  $R(C\_腹部 \rightarrow C\_腰部)$ ,  $R(C\_胸部 \rightarrow C\_腰部)$  と同一である。そして、他の要素座標系  $C10$  ( $C\_大腿部$ ),  $C12$  ( $C\_下腿部$ ),  $C14$  ( $C\_足平部$ ) から身体座標系  $BC$  への変換テンソルは、次式 (2a) ~ (2c) の如く、腰部要素  $S6$  寄りのものから順番に決定される。

$$R(C\_大腿部 \rightarrow BC) = R(C\_腰部 \rightarrow BC) \times R(C\_大腿部 \rightarrow C\_腰部) \quad \dots\dots (2a)$$

$$R(C\_下腿部 \rightarrow BC) = R(C\_大腿部 \rightarrow BC) \times R(C\_下腿部 \rightarrow C\_大腿部) \quad \dots\dots (2b)$$

$$R(C\_足平部 \rightarrow BC) = R(C\_下腿部 \rightarrow BC) \times R(C\_足平部 \rightarrow C\_下腿部) \quad \dots\dots (2c)$$

なお、 $R(C\_大腿部 \rightarrow BC)$ ,  $R(C\_下腿部 \rightarrow BC)$ ,  $R(C\_足平部 \rightarrow BC)$  は、各脚体部  $S2$  毎に各別に求められる。補足すると、各要素座標系から身体座標系  $BC$  への変換テンソルを転置したものが逆変換 (身体座標系  $BC$  から該要素座標系への座標変換) を行うための変換テンソルとなる。例えば  $R(BC \rightarrow C\_大腿部) = R(C\_大腿部 \rightarrow BC)^T$  ( $T$  は転置を意味する) である。

上記変換テンソル作成手段 28 の演算処理に続く関節・重心位置算出手段 29 の演算処理では、上記の如く求めた変換テンソルと、あらかじめメモリに記憶された各剛体要素の長さおよび重心位置 (各要素座標系での位置) とから各関節要素および各剛体要素の重心の身体座標系  $BC$  での位置ベクトルが求められる。なお、ここで位置ベクトルを求める関節要素には前記  $MP$  関節  $J14a$  が含まれる。

各関節要素の位置ベクトルの算出は次のように行われる。例えば左側脚体部 S 2 の各関節要素 J 9, J 11, J 13 の位置ベクトルの算出を例に採って説明する。腰部要素 S 6 の、両股関節 J 9, J 9 間の部分 S 6 a 長さを L 6 a とおくと、C \_\_腰部における左側股関節 J 9 の位置ベクトル U(J \_\_左股/C \_\_腰部)は、(0, L 6 a / 2, 0)<sup>T</sup>である。従って、身体座標系 B C における左側股関節 J 9 の位置ベクトル U(J \_\_左股/B C)は、次式 (3) により求められる。

$$\begin{aligned} U(J \text{ __左股}/BC) &= R(C \text{ __腰部} \rightarrow BC) \times U(J \text{ __左股}/C \text{ __腰部}) \\ &= R(C \text{ __腰部} \rightarrow BC) \times (0, L 6 a / 2, 0)^T \\ &\dots\dots (3) \end{aligned}$$

さらに、左側大腿部要素 S 10 の長さを L 10 とおくと、左側大腿部座標系 C 10 (C \_\_左大腿部) における左側股関節 J 9 の位置ベクトル U(J \_\_左股/C \_\_左大腿部) は、(0, 0, L 10)<sup>T</sup>であるから、身体座標系 B C における左側膝関節 J 11 の位置ベクトル U(J \_\_左膝/B C)は、次式 (4) により求められる。

$$\begin{aligned} U(J \text{ __左膝}/BC) &= U(J \text{ __左股}/BC) \\ &\quad + R(C \text{ __左大腿部} \rightarrow BC) \times (-U(J \text{ __左股}/C \text{ __左大腿部})) \\ &= U(J \text{ __左股}/BC) \\ &\quad + R(C \text{ __左大腿部} \rightarrow BC) \times (0, 0, -L 10)^T \\ &\dots\dots (4) \end{aligned}$$

以下同様にして、左側足首関節 J 13、左側 M P 関節 J 14 a の身体座標系 B C での位置ベクトル U(J \_\_左足首/BC)、U(J \_\_左 M P /BC)がそれぞれ次式 (5), (6) により順番に算出される。

$$\begin{aligned} U(J \text{ __左足首}/BC) &= U(J \text{ __左膝}/BC) \\ &\quad + R(C \text{ __下腿} \rightarrow BC) \times (-U(J \text{ __左膝}/C \text{ __左下腿部})) \\ &= U(J \text{ __左膝}/BC) \end{aligned}$$

$$+ R(C\_下腿 \rightarrow BC) \times (0, 0, -L_{12})^T$$

..... (5)

$$U(J\_左MP/BC) = U(J\_左足首/BC)$$

$$+ R(C\_左足平部 \rightarrow BC) \times (-U(J\_左足首/C\_左足平部))$$

$$= U(J\_左足首/BC)$$

$$+ R(C\_左足平部 \rightarrow BC) \times (0, 0, -L_{14})^T$$

..... (6)

なお、式(5)の $L_{12}$ 、式(6)の $L_{14}$ はそれぞれ左側下腿部要素 $S_{12}$ 、左側足平部要素 $S_{14}$ の長さである。右側脚体部 $S_2$ の各関節要素の位置ベクトルも上記と同様に求められる。

さらに、上体部 $S_U$ の各関節要素の位置ベクトルも上記と同様に求められる。すなわち、上体下部関節 $J_{U1}$ および上体上部関節 $J_{U2}$ の身体座標系 $BC$ での位置ベクトルは、それぞれ次式(7)、(8)により順番に求められる。

$$U(J_{U1}/BC) = R(C\_腰部 \rightarrow BC) \cdot U(J_{U1}/C\_腰部)$$

$$= R(C\_腰部 \rightarrow BC) \cdot (0, 0, L_{6b})^T$$

..... (7)

$$U(J_{U2}/BC) = U(J_{U1}/BC) + R(C\_腹部 \rightarrow BC) \cdot U(J_{U2}/C\_腹部)$$

$$= U(J_{U1}/BC) + R(C\_腹部 \rightarrow BC) \cdot (0, 0, L_7)^T$$

..... (8)

なお、式(7)の $L_{6b}$ は、腰部要素 $S_6$ の部分 $S_{6b}$ の長さである。また、式(8)の $L_7$ は腹部要素 $S_7$ の長さである。

また、各剛体要素の重心の、身体座標系 $BC$ での位置ベクトルの算出は次のように行われる。すなわち、腰部要素 $S_6$ 、大腿部要素 $S_{10}$ 、

下腿部要素 $S_{12}$ 、足平部要素 $S_{14}$ のそれぞれの重心の身体座標系 $BC$ での位置ベクトル $U(G\_腰部/BC)$ 、 $U(G\_大腿部/BC)$ 、 $U(G\_下$

腿部/BC),  $U(G\_足平部/BC)$ は、それぞれ前記式(3)～(6)の右  
 辺の $U(J\_左股/C\_腰部)$ 、 $U(J\_左股/C\_左大腿部)$ 、 $U(J\_左膝/$   
 $C\_左下腿部)$ 、 $U(J\_左足首/C\_左足平部)$ を、それぞれ各要素座標  
 系であらかじめ設定されている各剛体要素の重心の位置ベクトル $U(G$   
 5  $\_腰部/C\_腰部)$ 、 $U(G\_大腿部/C\_大腿部)$ 、 $U(G\_下腿部/C\_下$   
 $腿部)$ 、 $U(G\_足平部/C\_足平部)$ で置き換えた式を演算することで  
 求められる。なお、 $G\_大腿部$ 、 $G\_下腿部$ 、 $G\_足平部$ の位置ベクト  
 ルの算出は、各脚体部S2毎に各別に行われる。

また、腹部要素S7、胸部要素S8のそれぞれの重心G7、G8の身  
 10 体座標系BCでの位置ベクトル $U(G\_腹部/BC)$ 、 $U(G\_胸部/BC)$ は、  
 それぞれ次式(9)、(10)により求められる。

$$U(G\_腹部/BC) = U(JU1/BC) \\ + R(C\_腹部 \rightarrow BC) \cdot U(G\_腹部/C\_腹部) \\ \dots\dots (9)$$

$$15 \quad U(G\_胸部/BC) = U(JU2/BC) \\ + R(C\_胸部 \rightarrow BC) \cdot U(G\_胸部/C\_胸部) \\ \dots\dots (10)$$

以上が変換テンソル作成手段28および関節・要素重心位置算出手段  
 29の演算処理である。なお、以上のように関節・要素重心位置算出手  
 20 段29で算出される各関節要素と各剛体要素の重心との位置ベクトルは、  
 それぞれに対応する人間1の実際の部位の、身体座標系BCで見た位置  
 ベクトルとしての意味を持つ。

演算処理装置18は、上記した変換テンソル作成手段28および関  
 節・要素重心位置算出手段29の演算処理と並行して、身体座標系加速  
 25 度算出手段30および身体座標系傾斜角算出手段31の演算処理を実行  
 する。



身体座標系加速度算出手段 30 の演算処理では、加速度センサ 16 の  
 検出出力から把握される 3 軸方向の加速度（並進加速度）とジャイロセ  
 ンサ 17 の検出出力から把握される 3 軸回りの角速度とから次のように  
 身体座標系 B C の原点の加速度ベクトルの身体座標系 B C での値（座標  
 5 成分値）が求められる。まず、各センサ 16, 17 がそれぞれ検出する  
 加速度、角速度はそれらのセンサ 16, 17 に対して固定された 3 軸の  
 座標系（以下、センサ座標系 S C 又は C\_ センサという）であらわされ  
 るベクトル量であるので、それを身体座標系 B C での値に変換する。そ  
 の変換は、腰部 6 に対する加速度センサ 16 およびジャイロセンサ（角  
 10 速度センサ） 17 の相対的な取り付け位置関係（腰部座標系 C 6（＝身  
 体座標系 B C）に対するセンサ座標系 S C の相対的姿勢関係）に応じて  
 あらかじめ設定された変換テンソルをセンサ座標系 S C でそれぞれ検出  
 された加速度ベクトル、角速度ベクトルに乗算することで行われる。す  
 なわち、センサ座標系 S C での加速度ベクトルの検出値を  $ACC(\text{センサ}/$   
 15  $S C)$ 、それを身体座標系 B C に変換した加速度ベクトルを  $ACC(\text{センサ}/$   
 $B C)$ 、センサ座標系 S C での角速度ベクトルの検出値を  $\omega(\text{センサ}/$   
 $S C)$ 、それを身体座標系 B C に変換した角速度ベクトルを  $\omega(\text{センサ}/$   
 $B C)$  とおくと、加速度ベクトル  $ACC(\text{センサ}/B C)$ 、角速度ベクトル  $\omega$   
 $(\text{センサ}/B C)$  は、それぞれ次式 (11), (12) により求められる。  
 20 ここで、 $ACC(\text{センサ}/B C)$ 、 $\omega(\text{センサ}/B C)$  は、より詳しくは、それぞれ  
 加速度センサ 16、ジャイロセンサ 17 の箇所の加速度ベクトル、角速  
 度ベクトルであり、その意味で、 $ACC$ 、 $\omega$  の表記に「センサ」を付加  
 している。なお、この例では加速度センサ 16、ジャイロセンサ 17 の  
 箇所はほぼ同一箇所とし、センサ座標系 S C は両センサ 16, 17 につ  
 25 いて同じ座標系としている。

$$ACC(\text{センサ}/B C) = R(S C \rightarrow B C) \cdot ACC(\text{センサ}/S C) \quad \dots\dots (11)$$

$$\omega(\text{センサ}/BC) = R(SC \rightarrow BC) \cdot \omega(\text{センサ}/SC) \quad \dots\dots (12)$$

ここで、変換テンソル  $R(SC \rightarrow BC)$  はセンサ座標系  $SC$  と身体座標系  $BC$  との相対的な姿勢関係（詳しくは、センサ座標系  $SC$  の各軸の身体座標系  $BC$  の各軸に対する傾き角）から前記した要素座標系間変換テンソル（ $R(C\_大腿部 \rightarrow C\_腰部)$  等）と同様に求められる。例えば、センサ座標系  $SC$  の 3 軸（ $XYZ$  軸）が図 6 に示す如く身体座標系  $BC$  の  $Y$  軸（図 6 の紙面に垂直な軸）回りに角度  $\theta_y$  だけ傾いている場合には、変換テンソル  $R(SC \rightarrow BC)$  は前記式（1）の右辺と同じ形の行列で表される。この場合、加速度センサ 16 およびジャイロセンサ 17 は身体座標系  $BC$  を設けた腰部 8 に固定されているので、センサ座標系  $SC$  の各軸の身体座標系  $BC$  の各軸に対する傾き角は、加速度センサ 16 およびジャイロセンサ 17 の腰部 8 への取り付け時に実測されて判明しており、その傾き角を基にあらかじめ変換テンソル  $R(SC \rightarrow BC)$  が求められて、演算処理装置 18 の図示しないメモリに記憶保持されている。補足すると、加速度センサ 16 やジャイロセンサ 17 を腰部 6 以外の部位（剛体リンクモデル  $S1$  のいずれかの剛体要素に対応する剛体相当部）に装着してもよい。この場合には、加速度ベクトル  $ACC(\text{センサ}/BC)$  および角速度ベクトル  $\omega(\text{センサ}/BC)$  は、センサ座標系  $SC$  での検出値を加速度センサ 16 やジャイロセンサ 17 を装着した剛体要素の要素座標系での値に変換した後、さらに前記変換テンソル作成手段 28 で求めた変換テンソルによって身体座標系  $BC$  での値に変換すればよい。

身体座標系加速度算出手段 30 の演算処理では、上記の如く加速度ベクトル  $ACC(\text{センサ}/BC)$  および角速度ベクトル  $\omega(\text{センサ}/BC)$  を求めた後、次式（13）によって、身体座標系  $BC$  の原点の加速度ベクトル  $ACC(BCO/BC)$  を求める。「 $BCO$ 」は身体座標系  $BC$  の原点を表す符号である。

$$\text{ACC}(\text{BCO}/\text{BC}) = \text{ACC}(\text{センサ}/\text{BC}) + \text{U}(\text{センサ}/\text{BC}) \times \omega(\text{センサ}/\text{BC})'$$

$$+ \begin{bmatrix} 0 & \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_x & \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_x \\ \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_y & 0 & \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_y \\ \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_z & \text{U}(\text{センサ}/\text{BC})_z & 0 \end{bmatrix} \\ \times \begin{bmatrix} \omega(\text{センサ}/\text{BC})_x^2 \\ \omega(\text{センサ}/\text{BC})_y^2 \\ \omega(\text{センサ}/\text{BC})_z^2 \end{bmatrix} \quad \dots\dots(13)$$

注)ACC(BCO/BC)は、センサが身体座標系BCの原点に設置され、且つ、センサの軸の向きを身体座標系BCと一致させた場合のセンサ出力値と等しくなるベクトルである。

この式(13)中の、U(センサ/BC)は、身体座標系BCでの加速度センサ16およびジャイロセンサ17の位置ベクトルであり、U(センサ/BC)<sub>x</sub>、U(センサ/BC)<sub>y</sub>、U(センサ/BC)<sub>z</sub>はそれぞれ、前述した本明細書でのベクトルの座標成分値の表記手法の定義にしたがって、U(センサ/BC)の身体座標系BCでの各座標成分値である。U(センサ/BC)は、加速度センサ16およびジャイロセンサ17の腰部8への取り付け時に実測されて演算処理装置18のメモリに記憶保持されている。

また、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})_x$ 、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})_y$ 、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})_z$ はそれぞれ先に求めた角速度ベクトル $\omega(\text{センサ}/\text{BC})$ の各座標成分値である。また、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})'$ は、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})$ の1階微分値を示しており、その値は、演算処理装置18の演算処理周期毎に前記式(12)により求める $\omega(\text{センサ}/\text{BC})$ の時系列データから算出される。補足すると、腰部要素S6内のどの部分でも角速度は同一であり、例えば腰部要素S6に固定されている身体座標系BCの原点BCOの角速度 $\omega(\text{BCO}/\text{BC})$ は、 $\omega(\text{センサ}/\text{BC})$ に等しい。

なお、加速度センサ16は重力に伴う加速度も検出するので、上記の

ように求められた加速度ベクトル  $ACC(BCO/BC)$  には、重力による慣性加速度成分が含まれる。また、本実施系形態では、腰部要素 S 6 の角速度を考慮して身体座標系 B C の原点 B C O の加速度ベクトル  $ACC(BCO/BC)$  を求めるようにしたが、腰部要素 S 6 の角速度やその変化率は比較的小さいので、前記式 (11) で求めた  $ACC(センサ/BC)$  をそのまま身体座標系 B C の原点 B C O の加速度ベクトル  $ACC(BCO/BC)$  としてもよい。

また、前記身体座標系傾斜角算出手段 31 の演算処理では、加速度センサ 16 およびジャイロセンサ 17 の検出出力から所謂カルマンフィルタによって鉛直方向（重力方向）に対する腰部要素 S 6 の傾斜角（身体座標系 B C の Z 軸の傾斜角）が算出される。この算出手法は公知であるのでここでの説明は省略する。なお、ここで算出される傾斜角は、前後方向の水平軸と左右方向の水平軸との 2 軸回りの傾斜角である。

次に、演算処理装置 18 は、全体／要素重心運動算出手段 30 の演算処理を実行する。この全体／要素重心運動算出手段 30 の演算処理では、まず、前記関節・要素重心位置算出手段 29 によって求められた各剛体要素の重心位置（身体座標系 B C での位置ベクトル）と、あらかじめ前述したように設定された各剛体要素の重量とから、次式 (14) によって、剛体リンクモデル S 1 の全体重心（人間 1 の全体重心。以下、G\_\_全体と表記することがある）の身体座標系 B C での位置ベクトル  $U(G\_全体/BC)$  が求められる。

$$U(G\_全体/BC)$$

$$= \{ U(G\_胸部/BC) \times m\_胸部$$

$$+ U(G\_腹部/BC) \times m\_腹部$$

$$+ U(G\_腰部/BC) \times m\_腰部$$

$$+ U(G\_右大腿部/BC) \times m\_右大腿部$$

$$\begin{aligned}
 &+ U(G\_左大腿部/BC) \times m\_左大腿部 \\
 &+ U(G\_右下腿部/BC) \times m\_右下腿部 \\
 &+ U(G\_左下腿部/BC) \times m\_左下腿部 \\
 &+ U(G\_右足平部/BC) \times m\_右足平部 \\
 5 \quad &+ U(G\_左足平部/BC) \times m\_左足平部 \} / \text{全体重量}
 \end{aligned}$$

..... (14)

なお、 $m\_胸部$ など、「 $m\_〇〇$ 」は $〇〇$ の名称に対応する剛体要素の重量である。この式(14)の如く、全体重心の位置ベクトル $U(G\_全体/BC)$ は、剛体リンクモデルS1の各剛体要素の重心の身体座標系BCでの位置ベクトルとその剛体要素の重量との積の総和を、人間1の全体重量(=全ての剛体要素の重量の総和)で除算することで求められる。

全体/要素重心運動算出手段30の演算処理では、さらに、上記のように求めた全体重心の位置ベクトル $U(G\_全体/BC)$ の時系列データ(演算処理装置18の演算処理周期毎の $U(G\_全体/BC)$ の時系列値)から、 $U(G\_全体/BC)$ の2階微分値 $U(G\_全体/BC)''$ が算出される。この2階微分値 $U(G\_全体/BC)''$ は、身体座標系BCの原点BCOに対する全体重心 $G\_全体$ の相対的な加速度を意味している。そして、この2階微分値 $U(G\_全体/BC)''$ 、すなわち、身体座標系BCの原点BCO

20 に対する $G\_全体$ の相対加速度を、前記身体座標系加速度算出手段30で先に求めた身体座標系BCの原点BCOの加速度ベクトル $ACC(BCO/BC)$ に加算することにより、 $G\_全体$ の実際の加速度ベクトル $ACC(G\_全体/BC)$ が算出される。すなわち、次式(15)により、 $ACC(G\_全体/BC)$ が算出される。

$$25 \quad ACC(G\_全体/BC) = ACC(BCO/BC) + U(G\_全体/BC)''$$

..... (15)

さらに、全体／要素重心運動算出手段 32 の演算処理では、関節・要素重心位置算出手段 29 で先に求めた各脚体部 S2 の大腿部要素 S10、下腿部要素 S12、および足平部要素 S14 のそれぞれの重心の位置ベクトル（身体座標系 BC での位置ベクトル）の時系列データ（演算処理装置 18 の演算処理周期毎の時系列値）から、それぞれの重心の位置ベクトルの 2 階微分値、すなわち、身体座標系 BC の原点 BCO に対する各剛体要素の重心の相対加速度が算出される。そして、この各剛体要素の重心の相対加速度を、前記身体座標系加速度算出手段 30 で先に求めた身体座標系 BC の原点 BCO の加速度ベクトル  $ACC(BCO/BC)$  に加算することにより、各剛体要素の重心の実際の加速度ベクトルが算出される。例えば、各大腿部要素 S10 の重心 G\_\_大腿部 (G10) の加速度ベクトル  $ACC(G\_大腿部/BC)$  は、前記式 (15) と同様、G\_\_大腿部の位置ベクトル  $U(G\_大腿部/BC)$  の 2 階微分値  $U(G\_大腿部/BC)''$  に  $ACC(BCO/BC)$  を加算することで算出される。下腿部要素 S12、足平部要素 S14 についても同様である。

次に、演算処理装置 18 は、前記床反力推定手段 33 および床反力作用点推定手段 34 の算出処理を実行する。床反力推定手段 33 の演算処理では、まず、接地センサ 24, 25 の検出出力に基づき、人間 1 の運動状態が両脚体 2, 2 が接地する両脚支持状態であるか、一方の脚体 2 のみが接地する単脚支持状態であるかが判断される。すなわち、一方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力し、且つ、他方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力している場合には両脚接地状態であると判断される。また、両脚体 2, 2 のうちの一方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 のいずれかが接地有りを示す ON 信号を出力しており、且つ、他方の脚体 2 の接地センサ 24, 25 の両者が接地有りを示す ON 信号を出

力していない場合には、単脚支持状態であると判断される。そして、床反力推定手段33の処理では、両脚支持状態であるか単脚支持状態であるかに応じて、各別の演算処理により各脚体2に作用する床反力ベクトルを推定する。

- 5      この床反力ベクトルの推定処理の基本的な考え方は、本願出願人が先に提案した特開2003-89083号公報等のものと同じであるが、本実施形態では、主に、その推定処理に用いる座標系等が同公報等に記載した手法と相違している。以下に図7および図8(a),(b)を参照して説明する。図7は矢状面で見た人間1の単脚支持状態を例示しており、図8(a),(b)はそれぞれ矢状面、前額面で見た人間1の両脚支持状態を例示している。なお、これらの図7及び図8では人間1は剛体リンクモデル状に模式化して示している。図7に示すように、人間1の運動状態が単脚支持状態であるときには、接地している脚体2（ここでは例えば右側脚体2であるとする）に作用する床反力ベクトル $F_{rf}$ （右脚体/BC）、すなわち、接地している右側脚体2に作用する床反力ベクトルを身体座標系BCの座標成分値で表したものが、全体重心 $G_{全体}$ の、身体座標系BCでの並進運動に関する運動方程式を表す次式（16）により算出される。
- 10
- 15

$$F_{rf}(\text{右脚体/BC}) = \text{全体重量} \times \text{ACC}(G_{全体}/BC) \quad \dots\dots (16)$$

- 20      すなわち、前記全体／要素重心運動算出手段32で算出された $G_{全体}$ の加速度ベクトル $\text{ACC}(G_{全体}/BC)$ と人間1の全体重量（剛体リンクモデルS1の全体重量）とから式（16）により床反力ベクトル $F_{rf}$ （右脚体/BC）が算出される。左側脚体2が接地している場合でも、単脚支持状態では同様に、式（16）の右辺の演算によって、床反力ベクトル $F_{rf}$ （左脚体/BC）が算出される。この場合、前述したように
- 25
- $\text{ACC}(G_{全体}/BC)$ には、重力による慣性加速度成分が含まれ、また、

床反力ベクトル  $F_{rf}$  を身体座標系  $BC$  で表すので、重力加速度やその方向を考慮する必要はない。なお、接地していない側の脚体 2 に作用する床反力ベクトル  $F_{rf}$  は 0 である。また、図 7 では、図示の便宜上、身体座標系  $BC$  の  $Z$  軸を鉛直方向に記載しているが、式 (16) は身体座標系  $BC$  の傾きにはよらない。

一方、図 8 (a), (b) に示すように、両脚支持状態であるときには、右側脚体 2 に作用する床反力ベクトル  $F_{rf}$  (右脚体/BC) と左側脚体 2 に作用する床反力ベクトル  $F_{rf}$  (左脚体/BC) とが次の 5 つの関係式 (17) ~ (21) を基に算出される。

$$F_{rf}(\text{右脚体/BC}) + F_{rf}(\text{左脚体/BC}) = \text{全体重量} \times \text{ACC}(G\_全体/BC) \quad \dots\dots (17)$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{右脚体/BC})_x : F_{rf}(\text{右脚体/BC})_z \\ = U(G\_全体/BC)_x - U(J\_右足首/BC)_x \\ : U(G\_全体/BC)_z - U(J\_右足首/BC)_z \end{aligned}$$

$$\dots\dots (18)$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{左脚体/BC})_x : F_{rf}(\text{左脚体/BC})_z \\ = U(G\_全体/BC)_x - U(J\_左足首/BC)_x \\ : U(G\_全体/BC)_z - U(J\_左足首/BC)_z \end{aligned} \quad \dots\dots (19)$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{右脚体/BC})_y : F_{rf}(\text{右脚体/BC})_z \\ = U(G\_全体/BC)_y - U(J\_右足首/BC)_y \\ : U(G\_全体/BC)_z - U(J\_右足首/BC)_z \end{aligned} \quad \dots\dots (20)$$

$$\begin{aligned} F_{rf}(\text{左脚体/BC})_y : F_{rf}(\text{左脚体/BC})_z \\ = \text{ACC}(G\_全体/BC)_y - U(J\_左足首/BC)_y \\ : U(G\_全体/BC)_z - U(J\_左足首/BC)_z \end{aligned}$$



..... (21)

ここで、これらの式 (17) ~ (21) の意味を説明すると、式 (17) は、全体重心  $G_{\text{全体}}$  の、身体座標系  $BC$  での並進運動に関する運動方程式を表している。また、式 (18) ~ (21) は、図 8 (a), (b) に示すように、床反力ベクトル  $F_{rf}$  (右脚体/BC) および床反力ベクトル  $F_{rf}$  (左脚体/BC) がそれぞれ右側脚体 2 の足首関節 13、左側脚体 2 の足首関節 13 から全体重心  $G_{\text{全体}}$  に向かうベクトルであると仮定して、換言すれば、床反力ベクトル  $F_{rf}$  と、左側足首関節 13 から見た  $G_{\text{全体}}$  の位置ベクトルとの向きが同じであると仮定して得られる幾何学的関係式である。この場合、式 (18), (19) は矢状面 (身体座標系  $BC$  の  $XZ$  平面) で見た関係式であり、式 (20), (21) は前額面 (身体座標系  $BC$  の  $YZ$  平面) で見た関係式である。なお、図 8 では、図示の便宜上、身体座標系  $BC$  の  $Z$  軸を鉛直方向に記載しているが、式 (17) ~ (21) は身体座標系  $BC$  の傾きにはよらない。

また、本実施形態では、各脚体 2 の足首関節 13 は、該脚体 2 の下端部近傍の特定部としての意味を持つ。

両脚支持状態での床反力ベクトル  $F_{rf}$  (右脚体/BC),  $F_{rf}$  (左脚体/BC) を求める場合には、それらのベクトルの座標成分値を未知数として、前記式 (17) ~ (21) により構成される連立方程式を解くことで、 $F_{rf}$  (右脚体/BC),  $F_{rf}$  (左脚体/BC) が算出される。すなわち、 $F_{rf}$  (右脚体/BC),  $F_{rf}$  (左脚体/BC) は、人間 1 の全体重量と全体/要素重心運動算出手段 32 で求めた  $ACC(G_{\text{全体}}/BC)$  および  $U(G_{\text{全体}}/BC)$  と関節・要素重心位置算出手段 29 で求めた  $U(J_{\text{右足首}}/BC)$  および  $U(J_{\text{左足首}}/BC)$  とから算出される。このように、本実施形態では、両脚支持状態での床反力ベクトル  $F_{rf}$  (右脚体/BC),  $F_{rf}$  (左脚体/BC) は、身体座標系  $BC$  で記述される前記関係式 (17) ~

(21)に基づいて算出される。

なお、 $F_{rf}$  (右脚体/BC),  $F_{lf}$  (左脚体/BC)のZ軸成分は、矢状面に関する式(18), (19)、あるいは前額面に関する式(20), (21)のいずれを用いても求めることが可能である。

- 5 床反力作用点推定手段34の演算処理では、まず、前記身体座標系傾斜角算出手段31で算出された腰部要素S6の鉛直方向に対する傾斜角を基に、身体座標系BCから絶対座標系ICへの変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ が作成される。ここで、絶対座標系ICは、鉛直方向をZ軸とする直交座標系で、前記基準姿勢状態において身体座標系BCと各座標軸の
- 10 向きが同一となる座標系である。なお、絶対座標系ICから身体座標系BCへの変換テンソル $R(IC \rightarrow BC)$ は変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ の転置 $R(BC \rightarrow IC)^T$ である。

- 次いで、上記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を用いて、前記全体／要素重心運動算出手段32で先に求めた全体重心 $G_{全体}$ の位置ベクトル $U(G_{全体}/BC)$ と、関節・要素重心位置算出手段29で先に求めた各脚
- 15 体部S2の足首関節J13およびMP関節J14aのそれぞれの位置ベクトル $U(J_{足首}/BC)$ ,  $U(J_{MP}/BC)$ とにそれぞれ上記変換テンソル $R(BC \rightarrow IC)$ を乗算することにより、全体重心 $G_{全体}$ 、各足首関節J13およびMP関節J14aの絶対座標系ICで見た位置ベクトル $U$
- 20 ( $G_{全体}/IC$ ),  $U(J_{足首}/IC)$ ,  $U(J_{MP}/IC)$ が算出される。なお、これらの位置ベクトル $U(G_{全体}/IC)$ ,  $U(J_{足首}/IC)$ ,  $U(J_{MP}/IC)$ は、身体座標系BCと同じ原点を有する絶対座標系ICでの位置ベクトルである。また、このとき、接地センサ24, 25の検出出力により接地無しと判断される脚体2に関しては、位置ベクトル $U(J_{足首}$
- 25  $/IC)$ ,  $U(J_{MP}/IC)$ を算出する必要はない。

次いで、接地センサ24, 25の検出出力により接地有りと判断され

る各脚体 2 毎に、位置ベクトル  $U(G\_全体/IC)$ ,  $U(J\_足首/IC)$ ,  $U(J\_MP/IC)$  の X 軸方向成分  $U(G\_全体/IC)_x$ ,  $U(J\_足首/IC)_x$ ,  $U(J\_MP/IC)_x$  の大小関係に応じて、換言すれば、全体重心  $G\_全体$ 、足首関節 13 および MP 関節 14a の前後方向での相対的な水平位置関係に応じて、床反力作用点の位置ベクトル（絶対座標系 IC での位置ベクトル） $U(COP/IC)$  の X 軸成分および Y 軸成分が決定される。この決定手法を図 9 (a) ~ (c) および図 10 を参照してさらに詳説する。なお、以下の説明では、左側脚体 2 が接地しているとする。図 9 (a) ~ (c) は矢状面で見た人間 1 の左脚体 2 が接地している状態（これらの図では単脚支持状態）を例示しており、図 10 は図 9 (b) の状態での接地側の足平部 14 を平面視で見た図を示している。なお、図 9 及び図 10 では人間 1 は剛体リンクモデル状に模式化して示している。

図 9 (a) に示すように、全体重心  $G\_全体$  が接地している左側脚体 2 の MP 関節 14a よりも前方に存在する場合、すなわち、 $U(G\_全体/IC)_x > U(J\_左MP/IC)_x$  である場合には、該左側脚体 2 の足平部 14 は、主にそのつま先側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点 COP は、その足平部 14 の MP 関節 14a のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点 COP の位置ベクトル  $U(左COP/IC)$  の X, Y 軸成分はそれぞれ MP 関節 14a の位置ベクトル  $U(J\_左MP/IC)$  の X, Y 軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(左COP/IC)_x = U(J\_左MP/IC)_x$ 、 $U(左COP/IC)_y = U(J\_左MP/IC)_y$  とする。

また、図 9 (c) に示す如く、全体重心  $G\_全体$  が接地している左側脚体 2 の足首関節 13 よりも後方に存在する場合、すなわち、 $U(G\_全体/IC)_x < U(J\_左足首/IC)_x$  である場合には、該左側脚体 2 の足平

部 1 4 は、主にその踵側部分で踏ん張って接地している。この場合には、床反力作用点 COP は、その左側脚体 2 の足首関節 1 3 のほぼ直下の位置に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点 COP の位置ベクトル  $U(\text{左 COP/IC})$  の X, Y 軸成分はそれぞれ足首関節 1 3 の位置ベクトル  $U(\text{J } \underline{\text{左足首/IC}})$  の X, Y 軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左 COP/IC})_x = U(\text{J } \underline{\text{左足首/IC}})_x$ 、 $U(\text{左 COP/IC})_y = U(\text{J } \underline{\text{左足首/IC}})_y$  とする。

また、図 9 (b) に示すように、全体重心  $G\_全体$  が前後方向で左側脚体 2 の足首関節 1 3 と MP 関節 1 4 a との間に存在する場合、すなわち、 $U(\text{J } \underline{\text{左 MP/IC}})_x \leq U(G\_全体/IC)_x \leq U(\text{J } \underline{\text{左足首/IC}})_x$  である場合には、床反力作用点 COP は、図示の矢状面上では、全体重心  $G\_全体$  のほぼ真下に存在する。そこで、この場合には、床反力作用点 COP の位置ベクトル  $U(\text{左 COP/IC})$  の X 軸成分は、全体重心  $G\_全体$  の X 軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(\text{左右 COP/IC})_x = U(G\_全体/IC)_x$  とする。そして、床反力作用点 COP は、接地している左側脚体 2 の足平部 1 4 と床面との接触面（この場合、該接触面は足平部 1 4 の底面のほぼ全面）に存在しており、その位置は、概ね、足首関節 1 3 の中心点と MP 関節 1 4 a の中心点とを結ぶ線分を床面に投影した線分上に存在すると考えられる。そこで、床反力作用点 COP の位置ベクトル  $U(\text{右 COP/IC})$  の Y 軸成分は、図 10 に示す如く、左側脚体 2 に関する足平部要素 S 1 4 の軸心上（足首関節 1 3 の中心点と MP 関節 1 4 a の中心点とを結ぶ線分上）で、全体重心  $G\_全体$  と X 軸成分（絶対座標系 IC での X 軸成分）の値が同じになるような点 P の Y 軸成分と等しいとする。このような位置ベクトル  $U(\text{右 COP/IC})$  の Y 軸成分の値は、次式

(22) に比例関係式に基づいて求められる。

$$U(\text{左 COP/IC})_x - U(\text{J } \underline{\text{左足首/IC}})_x$$

$$\begin{aligned} & : U(J\_左MP/IC)x - U(J\_左足首/IC)x \\ & = U(左COP/IC)y - U(J\_左足首/IC)y \end{aligned}$$

$$: U(J\_左MP/IC)y - U(J\_左足首/IC)y$$

..... (22)

- 5        また、床反力作用点の位置ベクトル  $U(左COP/IC)$  の Z 軸成分は、左側脚体 2 の足首関節 13（足首要素 J 13）からあらかじめ定めた所定値  $H0 (>0)$  だけ鉛直方向下方に離れた点の Z 軸成分に等しいとする。すなわち、 $U(左COP/IC)z = U(J\_左足首/IC)z - H0$  とする。ここで、所定値  $H0$  は、前記基準姿勢状態（より正確には足平部 14 の底面
- 10        のほぼ全体を水平な床面上に接触させた状態）における床面から足首関節 13 の中心までの鉛直方向距離であり、あらかじめ実測されて演算処理装置 18 のメモリに記憶保持されている。所定値  $H0$  は左右の各脚体 2 毎に各別に実測してもよいが、いずれかの一方の脚体 2 について実測した値を左右の両脚体 2 で共通に使用してもよい。
- 15        本実施形態では、以上の如く、左側脚体 2 が接地している場合に該左側脚体に作用する床反力ベクトル  $Frf$  の床反力作用点の位置ベクトル  $U(左COP/IC)$  が求められる。右側脚体 2 が接地している場合についても同様である。この場合、両脚支持状態では、各脚体 2 のそれぞれについて上記の如く床反力作用点の位置ベクトルが求められる。
- 20        なお、本実施形態では、床反力作用点の位置ベクトル  $U(COP/IC)$  の Z 軸成分を求めるために用いる前記所定値  $H0$  を一定値としたが、接地センサ 24, 25 により、足平部 14 のつま先側のみが接地していること、すなわち、接地センサ 25 のみが接地有りを示す ON 信号を出力している場合には、上記所定値  $H0$  の代わりに、その接地している脚体 2
- 25        のついて、足首関節 13 および MP 関節 14a のそれぞれの位置ベクトル  $U(J\_足首/IC)$ ,  $U(J\_MP/IC)$  の Z 軸成分の差 ( $U(J\_足首/IC)$ )

$z - U(J\_MP/IC)z$ ), すなわち、足首関節 13 と MP 関節 14a との鉛直方向距離を使用するようにしてもよい。このようにすると、 $U(COP/IC)$ の精度を高めることができる。

床反力作用点推定手段 34 の演算処理では、最後に、上記の如く接地している各脚体 2 について求めた床反力作用点の位置ベクトル  $U(COP/IC)$  に、先に求めた変換テンソル  $R(BC \rightarrow IC)$  の転置である逆変換テンソル  $R(IC \rightarrow BC)$  を乗算することにより、床反力作用点の位置ベクトルの身体座標系  $BC$  での値  $U(COP/BC)$  が求められる。

次に、演算処理装置 18 は、関節モーメント推定手段 35 による演算処理を実行する。この関節モーメント推定手段 35 の演算処理の概略を説明すると、各脚体部 S2 の足平部要素 S14、下腿部要素 S12、大腿部要素 S10 のそれぞれの並進運動および回転運動に関する運動方程式に基づく逆動力学モデルの演算によって、足平部要素 S14、下腿部要素 S12、および大腿部要素 S10 のそれぞれの腰部要素 S6 側の端点の関節要素 J\_\_足首、J\_\_膝、J\_\_股の関節モーメントが順番に算出される。

以下、具体的に説明すると、足平部要素 S14、下腿部要素 S12、大腿部要素 S10 のそれぞれの並進運動の運動方程式は次の式 (23) ~ (25) により与えられる。なお、以下の説明において、一般的に、足平部要素 S14、下腿部要素 S12、および大腿部要素 S10 のそれぞれの剛体要素の両端のうち、腰部要素 S6 に近い側の一端部を「P\_\_〇〇」、遠い側の他端部「D\_\_〇〇」(〇〇は剛体要素を表す名称) というように表記することがある。例えば下腿部要素 S12 の膝関節 J\_\_膝 (J11) 側の端部を「P\_\_下腿部」、足首関節 J\_\_足首 (J13) 側の端部を「D\_\_下腿部」というように表記する。なお、「近い側の一端部」というのは、腰部要素 S6 との距離が近いという意味ではなく、該

一端部と腰部要素 S 6 との間に介在する剛体要素がより少ないということ  
を意味している。同様に、「遠い側の他端部」というのは、該他端部  
と腰部要素 S 6 との間に介在する剛体要素がより多いということ  
を意味している。

$$\begin{aligned} 5 \quad F(P\_足平部/BC) &= m\_足平部 \times ACC(G\_足平部/BC) \\ &\quad - F(D\_足平部/BC) \\ &\quad \dots\dots (23) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} F(P\_下腿部/BC) &= m\_下腿部 \times ACC(G\_下腿部/BC) \\ &\quad - F(D\_下腿部/BC) \end{aligned}$$

$$10 \quad \dots\dots (24)$$

$$\begin{aligned} F(P\_大腿部/BC) &= m\_大腿部 \times ACC(G\_大腿部/BC) \\ &\quad - F(D\_大腿部/BC) \end{aligned}$$

$$\dots\dots (25)$$

ここで、上記各式 (23) ~ (25) 中に現れる 2 つの  $F(P\_〇〇/BC)$ 、 $F(D\_〇〇/BC)$  は、その 〇〇 で表される名称の剛体要素の両  
15 端が、それぞれに接触する物体から受ける反力 (身体座標系 BC で表し  
た並進力ベクトル) を意味している。この場合、 $F(D\_足平部/BC)$  は、  
前記床反力推定手段 33 で求めた床反力ベクトル  $F_{rf}(\text{脚体}/BC)$  に等  
しい。また、 $F(D\_下腿部/BC) = -F(P\_足平部/BC)$ 、 $F(D\_大腿$   
20  $部/BC) = -F(P\_下腿部/BC)$  である。

従って、床反力推定手段 33 で求めた床反力ベクトル  $F_{rf}(\text{脚体}/BC)$  と、前記全体／要素重運動算出手段 32 で求めた足平部要素 S 1  
4 の重心の加速度ベクトル  $ACC(G\_足平部/BC)$  と、足平部要素 S 1 4  
の重量  $m\_足平部$  とから式 (23) の右辺の演算により、 $F(P\_足平$   
25  $部/BC)$ 、すなわち、足首関節 J 足首に作用する並進力が求められる。  
また、その求めた  $F(P\_足平部/BC)$  ( $= -F(D\_下腿部/BC)$ ) と全体

／要素重運動算出手段 32 で求めた下腿部要素 S 12 の重心の加速度ベクトル  $ACC(G\_下腿部/BC)$  と下腿部要素 S 12 の重量  $m\_下腿部$  とから式 (24) の右辺の演算により  $F(P\_下腿部/BC)$ 、すなわち、膝関節 J 膝に作用する並進力が求められる。同様に、その求めた  $F(P\_下腿部/BC)$  ( $= F(D\_大腿部/BC)$ ) を用いて、式 (25) の右辺の演算により  $F(P\_大腿部/BC)$ 、すなわち、股関節 J 股に作用する並進力が求められる。このように、関節要素 J 足首、J 膝、J 股に作用する反力ベクトル (並進力ベクトル) が上記 (23) ~ (25) の運動方程式に基づいて順番に算出される。

- 10 次に、足平部要素 S 14、下腿部要素 S 12、大腿部要素 S 10 のそれぞれの回転運動 (それぞれの重心回りの回転運動) の運動方程式は次の式 (26) ~ (28) により与えられる。

$$M(P\_足平部/C\_足平部)$$

$$= I\_足平部 \times \omega(足平部/C\_足平部)'$$

$$15 \quad + \omega(足平部/C\_足平部) \times (I\_足平部 \times \omega(足平部/C\_足平部)) \\ - (U(COP/C\_足平部) - U(G\_足平部/C\_足平部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_足平部) \times F(D\_足平部/BC))$$

$$- (U(P\_足平部/C\_足平部) - U(G\_足平部/C\_足平部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_足平部) \times F(P\_足平部/BC))$$

$$20 \quad - R(BC \rightarrow C\_足平部) \times M(D\_足平部/BC)$$

..... (26)

$$M(P\_下腿部/C\_下腿部)$$

$$= I\_下腿部 \times \omega(下腿部/C\_下腿部)'$$

$$+ \omega(下腿部/C\_下腿部) \times (I\_下腿部 \times \omega(下腿部/C\_下腿部))$$

$$25 \quad - (-U(G\_下腿部/C\_下腿部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_下腿部) \times F(D\_下腿部/BC))$$



$$\begin{aligned}
 & - (U(P\_下腿部/C\_下腿部) - U(G\_下腿部/C\_下腿部)) \\
 & \quad \times (R(BC \rightarrow C\_下腿部) \times F(P\_下腿部/BC)) \\
 & - R(BC \rightarrow C\_下腿部) \times M(D\_下腿部/BC)
 \end{aligned}$$

..... (27)

$$\begin{aligned}
 5 \quad & M(P\_大腿部/C\_大腿部) \\
 & = I\_大腿部 \times \omega(大腿部/C\_大腿部)' \\
 & \quad + \omega(大腿部/C\_大腿部) \times (I\_大腿部 \times \omega(大腿部/C\_大腿部)) \\
 & \quad - (-U(G\_大腿部/C\_大腿部)) \\
 & \quad \times (R(BC \rightarrow C\_大腿部) \times F(D\_大腿部/BC))
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 10 \quad & - (U(P\_大腿部/C\_大腿部) - U(G\_大腿部/C\_大腿部)) \\
 & \quad \times (R(BC \rightarrow C\_大腿部) \times F(P\_大腿部/BC)) \\
 & - R(BC \rightarrow C\_大腿部) \times M(D\_大腿部/BC)
 \end{aligned}$$

..... (28)

ここで、上記各式 (26) ~ (28) 中にそれぞれ現れる 2 つの F  
 15 (P\_\_〇〇/BC)、F (D\_\_〇〇/BC) は、その〇〇で表される名称の剛  
 体要素の各端が、それぞれに接触する物体から受ける反力モーメント  
 (身体座標系 BC で表したモーメントベクトル) を意味している。この  
 場合、式 (26) の M(D\_\_足平部/BC) は 0 である。また、M(D\_\_下腿  
 部/BC) = -R(C\_\_足平部 → BC) × M(P\_\_足平部/C\_\_足平部)、M(D\_\_  
 20 大腿部/BC) = -R(C\_\_下腿部 → BC) × M(P\_\_下腿部/C\_\_下腿部) であ  
 る。また、I\_\_足平部、I\_\_下腿部、I\_\_大腿部は、それぞれ足平部要  
 素 S 14、下腿部要素 S 12、大腿部要素 S 10 のそれぞれの重心回り  
 の慣性モーメントであり、ω(足平部/C\_\_足平部)、ω(下腿部/C\_\_下腿  
 部)、ω(大腿部/C\_\_大腿部) は、それぞれ、足平部要素 S 14、下腿部  
 25 要素 S 12、大腿部要素 S 10 のそれぞれの重心回りの角速度を意味し  
 ている。この場合、一般に、慣性モーメント I\_\_足平部、I\_\_下腿部、

I \_\_大腿部は、十分に小さい値（0に近い値）であるので、本実施形態では、I \_\_足平部、I \_\_下腿部、I \_\_大腿部はいずれも0に近似する。

従って、前記式（26）～（28）は、近似的に次の式（29）～（31）に書き換えられる。なお、式（29）～（31）では、M(D \_\_足平部/BC)=0、M(D \_\_下腿部/BC)= $-R(C\_足平部 \rightarrow BC) \times M(P\_足平部/C\_足平部)$ 、M(D \_\_大腿部/BC)= $-R(C\_下腿部 \rightarrow BC) \times M(P\_下腿部/C\_下腿部)$ であることを考慮している。

$$M(P\_足平部/C\_足平部)$$

$$= - (U(COP/C\_足平部) - U(G\_足平部/C\_足平部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_足平部) \times F(D\_足平部/BC))$$

$$- (U(P\_足平部/C\_足平部) - U(G\_足平部/C\_足平部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_足平部) \times F(P\_足平部/BC))$$

……（29）

$$M(P\_下腿部/C\_下腿部)$$

$$= - (-U(G\_下腿部/C\_下腿部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_下腿部) \times F(D\_下腿部/BC))$$

$$- (U(P\_下腿部/C\_下腿部) - U(G\_下腿部/C\_下腿部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_下腿部) \times F(P\_下腿部/BC))$$

$$- R(BC \rightarrow C\_下腿部)$$

$$\times (-R(C\_足平部 \rightarrow BC) \times M(P\_足平部/C\_足平部))$$

……（30）

$$M(P\_大腿部/C\_大腿部)$$

$$= - (-U(G\_大腿部/C\_大腿部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_大腿部) \times F(D\_大腿部/BC))$$

$$- (U(P\_大腿部/C\_大腿部) - U(G\_大腿部/C\_大腿部))$$

$$\times (R(BC \rightarrow C\_大腿部) \times F(P\_大腿部/BC))$$

—  $R(BC \rightarrow C\_大腿部)$

$\times (-R(C\_下腿部 \rightarrow BC) \times M(P\_下腿部/C\_下腿部))$

…… (31)

そして、本実施形態では、式 (29) の右辺の演算により、 $M(P\_足平部/C\_足平部)$ 、すなわち、足首関節 13 に作用する関節モーメント  $M(P\_足平部/C\_足平部)$  (足平部座標系  $C\_足平部$  で表したモーメントベクトル) が求められる。この場合、式 (29) の右辺の  $U(COP/C\_足平部)$  は、前記床反力作用点推定手段 34 で先に求めた床反力作用点の位置ベクトル  $U(COP/BC)$  に、前記変換テンソル作成手段 28 で求めた変換テンソル  $R(C\_足平部 \rightarrow BC)$  の逆変換テンソル  $R(BC \rightarrow C\_足平部) = R(C\_足平部 \rightarrow BC)^T$  を乗算することにより求められる。また、 $U(G\_足平部/C\_足平部)$  は、あらかじめ設定されたものであり、 $U(P\_足平部/C\_足平部)$  は、足平部要素 S14 のあらかじめ定められた長さ  $L14$  により定まる、足平部座標系  $C\_足平部$  における足首関節 J13 の位置ベクトル  $(0, 0, L14)^T$  である。また、 $F(D\_足平部/BC)$  は床反力推定手段 31 で先に求めた床反力ベクトル  $F_{rf}$  (脚体/BC) の値である。さらに、 $F(P\_足平部/BC)$  は、前記式 (23) により前述の通り求められる。従って、変換テンソル作成手段 28 で作成された変換テンソル  $R(C\_足平部 \rightarrow BC)$  と、床反力作用点推定手段 34 で求めた床反力作用点の位置ベクトル  $U(COP/BC)$  と、床反力推定手段 33 で求めた床反力ベクトル  $F_{rf}$  (脚体/BC) と、前記式 (23) により求めた反力ベクトル  $F(P\_足平部/BC)$  とを用いて式 (29) の右辺の演算により、 $M(P\_足平部/C\_足平部)$ 、すなわち、足首関節 13 に作用する関節モーメント (足平部座標系  $C\_足平部$  で表したモーメントベクトル) が求められる。なお、接地していない脚体 2 については、その床反力作用点の位置ベクトル  $U(COP/C\_足平部)$  は不

定であるが、 $F(D\_足平部/BC)=0$ であるので、式(29)の第1項の値は $U(COP/C\_足平部)$ の値によらずに0になる。

また、式(30)の右辺の演算により、 $M(P\_下腿部/C\_下腿部)$ 、すなわち、膝関節11に作用する関節モーメント(下腿部座標系 $C\_下腿部$ で表したモーメントベクトル)が求められる。この場合、式(30)の右辺の $U(G\_下腿部/C\_下腿部)$ は、あらかじめ設定されたものであり、 $U(P\_下腿部/C\_下腿部)$ は、下腿部要素S12のあらかじめ定められた長さ $L12$ により定まる、下腿部座標系 $C\_下腿部$ ( $C12$ )における膝関節J11の位置ベクトル $(0, 0, L12)^T$ である。また、 $R(BC \rightarrow C\_下腿部)$ は、変換テンソル作成手段28で作成した変換テンソル $R(C\_下腿部 \rightarrow BC)$ の逆変換テンソル $R(C\_下腿部 \rightarrow BC)^T$ である。また、 $F(D\_下腿部/BC)$ は、前記式(23)により求められる $F(P\_足平部/BC)$ の符号を反転させたものであり、 $F(P\_下腿部/BC)$ は、前記式(24)により求められるものである。さらに、 $M(P\_足平部/C\_足平部)$ は、前記式(29)により求められる。従って、変換テンソル作成手段28で作成された変換テンソル $R(C\_下腿部 \rightarrow BC)$ 、 $R(C\_足平部 \rightarrow BC)$ と、前記式(23)、(24)によりそれぞれ先に求めた反力ベクトル $F(P\_足平部/BC)$ 、 $F(P\_下腿部/BC)$ と、あらかじめ設定された下腿部要素S12の重心の位置ベクトル $U(G\_下腿部/C\_下腿部)$ と、下腿部要素S12の長さ $L12$ と、前記式(29)により先に求めたモーメント $M(P\_足平部/C\_足平部)$ とを用いて式(30)の右辺の演算により、 $M(P\_下腿部/C\_下腿部)$ 、すなわち、膝関節11に作用する関節モーメント(下腿部座標系 $C\_下腿部$ で表したモーメントベクトル)が求められる。

同様に、式(31)の右辺の演算により、 $M(P\_大腿部/C\_大腿部)$ 、すなわち、股関節9に作用する関節モーメント(大腿部座標系 $C$

大腿部で表したモーメントベクトル) が求められる。この場合、式  
 (31) の右辺の  $U(G\_大腿部/C\_大腿部)$  は、あらかじめ設定さ  
 れたものであり、 $U(P\_大腿部/C\_大腿部)$  は、大腿部要素 S10 の  
 あらかじめ定められた長さ  $L10$  により定まる、大腿部座標系  $C\_大腿$   
 5 部における股関節 J9 の位置ベクトル  $(0, 0, L10)^T$  である。また、  
 $R(BC \rightarrow C\_大腿部)$  は、変換テンソル作成手段 28 で作成した変換テ  
 ンソル  $R(C\_大腿部 \rightarrow BC)$  の逆変換テンソル  $R(C\_大腿部 \rightarrow BC)^T$  であ  
 る。また、 $F(D\_大腿部/BC)$  は、前記式 (24) により求められる  $F$   
 $(P\_下腿部/BC)$  の符号を反転させたものであり、 $F(P\_大腿部/BC)$  は、  
 10 前記式 (25) により求められるものである。さらに、 $M(P\_下腿部/$   
 $C\_下腿部)$  は、前記式 (30) により求められる。従って、変換テン  
 ソル作成手段 28 で作成された変換テンソル  $R(C\_大腿部 \rightarrow BC)$ 、 $R$   
 $(C\_下腿部 \rightarrow BC)$  と、前記式 (24)、(25) によりそれぞれ先に求  
 めた反力ベクトル  $F(P\_下腿部/BC)$ 、 $F(P\_大腿部/BC)$  と、あらかじ  
 15 め設定された大腿部要素 S10 の重心の位置ベクトル  $U(G\_大腿部/C$   
 $\_大腿部)$  と、大腿部要素 S10 の長さ  $L10$  と、前記式 (30) によ  
 り先に求めたモーメント  $M(P\_下腿部/C\_下腿部)$  とを用いて式 (3  
 1) の右辺の演算により、 $M(P\_大腿部/C\_大腿部)$ 、すなわち、股  
 関節 9 に作用する関節モーメント (大腿部座標系  $C\_大腿部$  で表したモー  
 20 ーメントベクトル) が求められる。

以上のように、関節モーメント推定手段 35 の演算処理では、各脚体  
 2 の足首関節 13、膝関節 11、および股関節 9 の関節モーメント  $M$   
 $(P\_足平部/C\_足平部)$ 、 $M(P\_下腿部/C\_下腿部)$ 、 $M(P\_大腿部/$   
 $C\_大腿部)$  が足首関節 13 側から順番に算出される。なお、このよう  
 25 に求められた関節モーメントは、例えば人間 1 の歩行を補助する装置  
 (足首関節 13 や、膝関節 11、股関節 9 に補助トルクを付与可能な電

動モータを含む装置)の制御に用いられる。

- 以上説明した実施形態では、身体座標系BCを基本的な座標系として用いて各種の演算処理が実行される。そして、身体座標系BCあるいは腰部6の鉛直方向に対する傾斜角を考慮して演算処理を行うのは、床反力作用点推定手段32の演算処理だけである。このため、鉛直方向に対する腰部6等の傾斜角を使用する演算処理を従来に比して大幅に少なくすることができる。その結果、傾斜角を高い精度で把握することが困難な場合であっても、誤差の蓄積を最小限に留め、関節モーメントの推定精度を高めることができる。さらに、傾斜角を用いない床反力作用点推定手段を用いれば、関節モーメント推定システムに3次元姿勢センサなどが不要となり、システムの小型化、簡略化が可能となる。

また、本実施形態では、演算処理装置18の各手段の処理を3次元で行っているため推定する関節モーメントの精度を高めることができる。

## 15 産業上の利用可能性

以上のように本発明は、2足歩行移動体の脚体の関節モーメントを適切に推定できるので、人間の歩行補助を行なう装置等に有効に活用することができる。

## 請 求 の 範 囲

1. 2足歩行移動体を、複数の剛体要素が少なくとも該2足歩行移動体の各脚体の股関節及び膝関節に対応する関節要素を含む複数の関節要素で連結された連結体として表現する剛体リンクモデルを用い、該2足歩行移動体の各脚体の少なくとも1つの関節に作用する関節モーメントを推定する方法であって、

前記剛体リンクモデルの各関節要素に対応する前記2足歩行移動体の各関節の変位量を逐次把握する第1ステップと、前記剛体リンクモデルの所定の1つの剛体要素に固定された座標系としてあらかじめ設定された身体座標系の原点の加速度ベクトルの該身体座標系での値を少なくとも前記2足歩行移動体に装着した加速度センサの出力を用いて逐次把握する第2ステップと、前記2足歩行移動体の各脚体に作用する床反力ベクトルの前記身体座標系での値を逐次把握する第3ステップと、前記床反力ベクトルの作用点の位置ベクトルの前記身体座標系での値を逐次把握する第4ステップと、前記第1乃至第4ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記身体座標系の原点の加速度ベクトルの値と前記床反力ベクトルの値とその作用点の位置ベクトルの値とを用いて、前記剛体リンクモデルの各剛体要素の運動と該剛体要素に作用する並進力およびモーメントとの関係を前記身体座標系を用いて表す逆動力学モデルに基づいて前記2足歩行移動体の各脚体の少なくとも一つの関節に作用する関節モーメントを逐次推定する第5ステップとを備えたことを特徴とする2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

2. 前記加速度センサは、前記身体座標系が固定された剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部に装着されていることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

3. 前記身体座標系が固定された剛体要素は、前記2足歩行移動体の一

対の股関節に対応する一対の関節要素を連結する剛体要素であることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

4. 前記2足歩行移動体の全体重心の位置ベクトルの前記身体座標系での値を前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位量と前記剛体リンクモデルとを用いて逐次求める第6ステップと、その全体重心の位置ベクトルの値の時系列データおよび前記第2ステップで把握した身体座標系の原点の加速度ベクトルの値から該全体重心の加速度ベクトルの身体座標系での値を逐次把握する第7ステップと、前記2足歩行移動体の運動状態が一対の脚体のうちの一方の脚体のみが接地している単脚支持状態であるか、両脚体が接地している両脚支持状態であるかを逐次判断する第8ステップとを備え、

前記第3ステップは、2足歩行移動体の運動状態が前記単脚支持状態であるときには、前記第7ステップで求めた前記全体重心の加速度ベクトルの値と2足歩行移動体の全体重量と接地している脚体に作用する床反力ベクトルとにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式に基づいて該床反力ベクトルの身体座標系での値を推定し、2足歩行移動体の運動状態が前記両脚支持状態であるときには、前記第7ステップで求めた前記全体重心の加速度ベクトルの値と2足歩行移動体の全体重量と両脚体のそれぞれに作用する床反力ベクトルとにより表される該2足歩行移動体の全体重心の運動方程式と、各脚体に作用する床反力ベクトルが該脚体の下端部近傍にあらかじめ定めた特定部から2足歩行移動体の全体重心に向かって作用するベクトルであると仮定して定まる、2足歩行移動体の全体重心に対する該脚体の特定部の相対位置と該脚体に作用する床反力ベクトルとの間の関係式とに基づいて両脚体のそれぞれに作用する床反力ベクトルの身体座標系での値を把握することを特徴



とする請求の範囲第1項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

5. 前記身体座標系が固定された剛体要素に対応する2足歩行移動体の剛体相当部の鉛直方向に対する傾斜角を逐次把握する第9ステップと、

- 5 2足歩行移動体の各脚体毎に該脚体が接地しているか否かを判断する第10ステップと、前記第1ステップで把握した2足歩行移動体の各関節の変位置と前記剛体リンクモデルとを用いて、少なくとも2足歩行移動体の全体重心の位置ベクトルの前記身体座標系での値と接地している各脚体の足首関節の位置ベクトルの前記身体座標系での値と該脚体の足平部の中足趾節関節の位置ベクトルの前記身体座標系での値とを把握する第11ステップと、その把握した前記全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節のそれぞれの位置ベクトルの値と前記第9ステップで把握した傾斜角とに基づいて少なくとも該全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係と該脚体の足首関節の鉛直方向位置とを把握する第12ステップと、その把握した全体重心、接地している各脚体の足首関節および該脚体の足平部の中足趾節関節の位置関係に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置を推定すると共に該脚体の足首関節の鉛直方向位置に基づき該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を推定する第13ステップとを備え、前記第4ステップは、該第13ステップで推定された床反力ベクトルの作用点の水平面内位置および鉛直方向位置と前記第9ステップで把握された傾斜角とに基づき前記身体座標系での床反力ベクトルの作用点の位置ベクトルの値を把握することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

6. 前記第3ステップおよび第4ステップでそれぞれ把握する床反力ベ

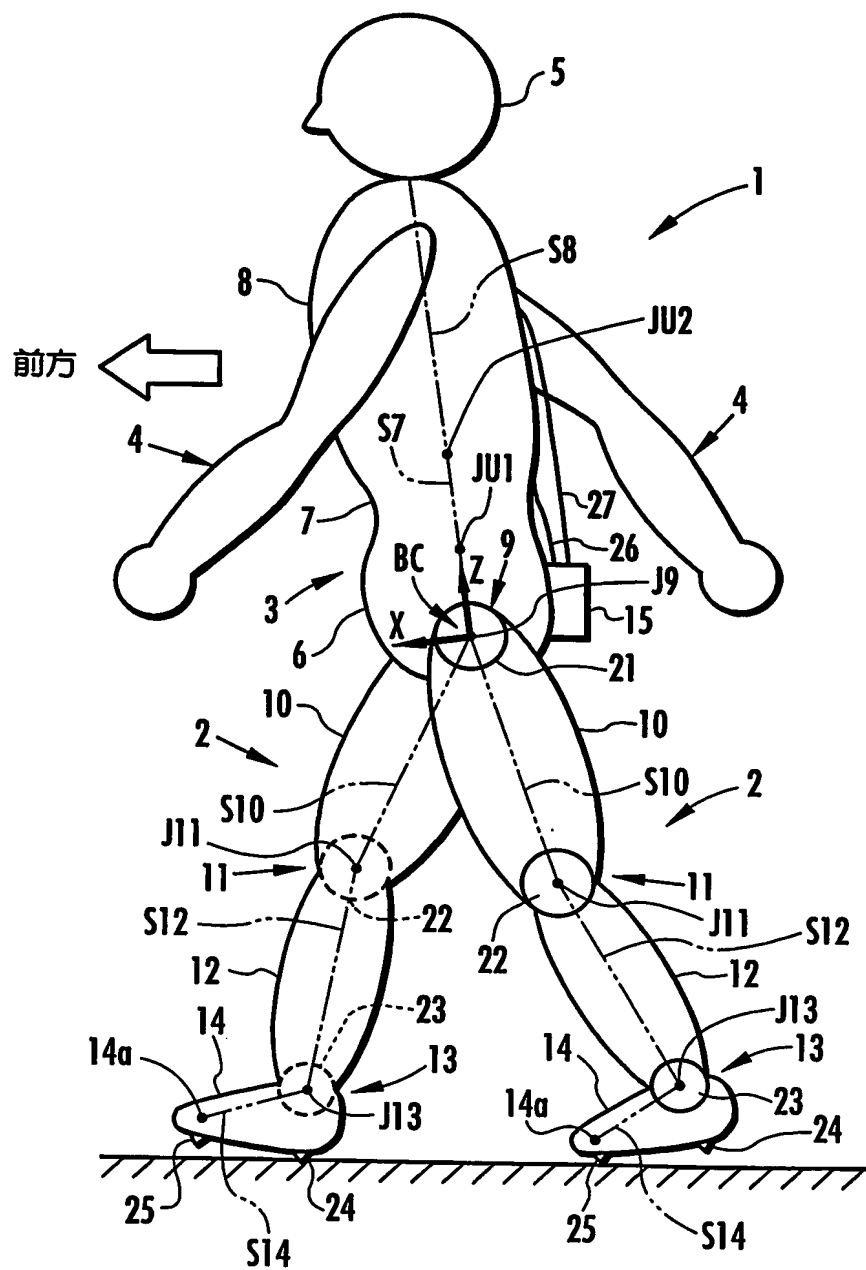
クトルの値およびその作用点の位置ベクトルの値は3次元の値であり、前記第13ステップは、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で後側に存在する場合には、該脚体の足首関節の水平面内位置を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足平部の中足趾節関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在する場合には、該脚体の足平部の中足趾節関節の水平面内位置を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置として推定し、前記全体重心が接地している脚体の足首関節に対して2足歩行移動体の前後方向で前側に存在し、且つ該脚体の足平部の中足趾節関節に対して後側に存在する場合には、該脚体の足首関節と中足趾節関節とを結ぶ線分上で前記全体重心と前後方向の位置が同一となる点の水平面内位置を該脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の水平面内位置として推定することを特徴とする請求の範囲第5項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

7. 前記第13ステップは、接地している脚体に作用する床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を、前記第12ステップで把握された脚体の足首関節の鉛直方向位置からあらかじめ定めた所定値だけ鉛直方向下方に離れた位置として推定することを特徴とする請求の範囲第5項または第6項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

8. 前記第10ステップでは、接地していると判断した脚体について、さらに該脚体の足平部のつま先側部分および踵側部分のそれぞれの接地の有無を判断し、前記第12ステップでは、前記接地している脚体の足首関節の鉛直方向位置に加えて該脚体の足平部の中足趾節関節の鉛直方向位置を把握し、前記第13ステップでは、前記第10ステップで足平部のつま先側部分および踵側部分のうちのつま先側部分のみが接地して

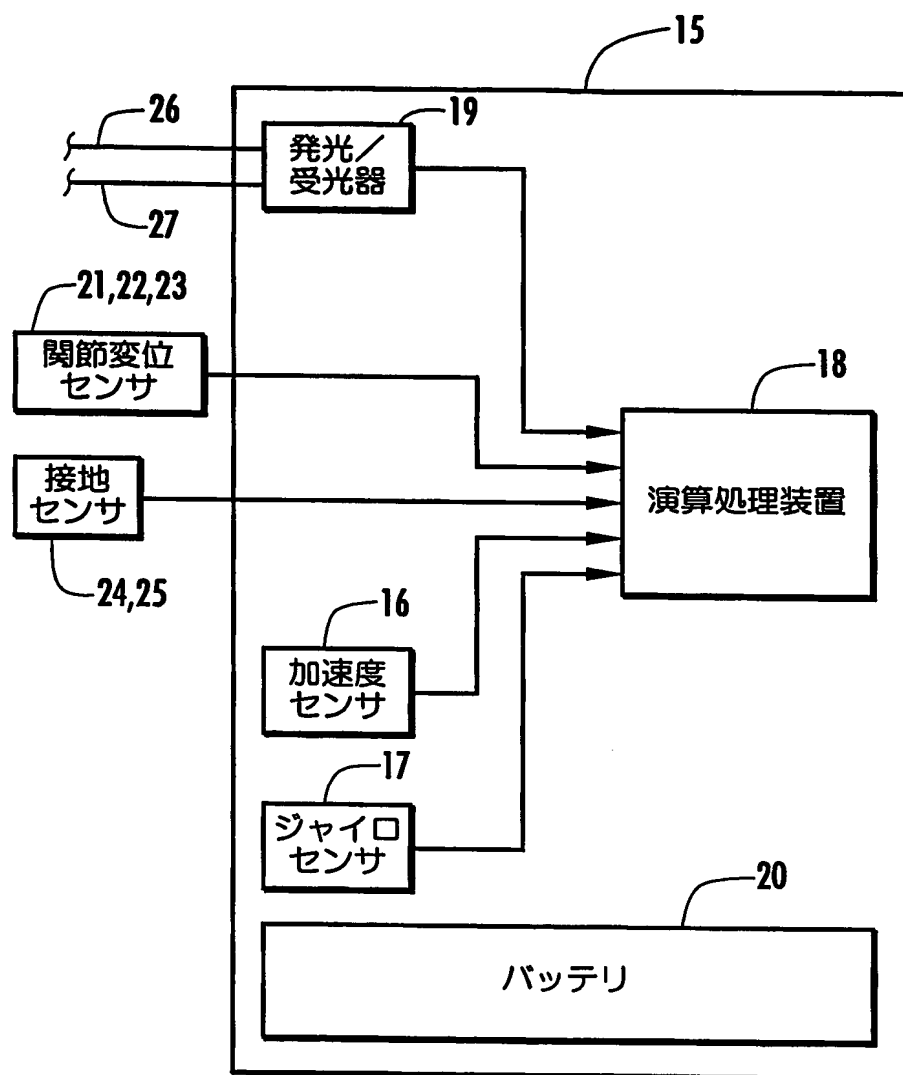
いると判断されたときには、前記所定値の代りに、前記第12ステップで把握した前記足首関節の鉛直方向位置と中足趾節関節の鉛直方向位置とから求められる該足首関節と中足趾節関節との鉛直方向の距離を用いて前記床反力ベクトルの作用点の鉛直方向位置を推定することを特徴とする請求の範囲第7項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。

9. 前記第3ステップおよび第4ステップでそれぞれ把握する床反力ベクトルの値およびその作用点の位置ベクトルの値は3次元の値であることを特徴とする請求の範囲第1項、第4項および第5項のいずれか1項に記載の2足歩行移動体の関節モーメント推定方法。



2/10

FIG.2



3/10

FIG.3

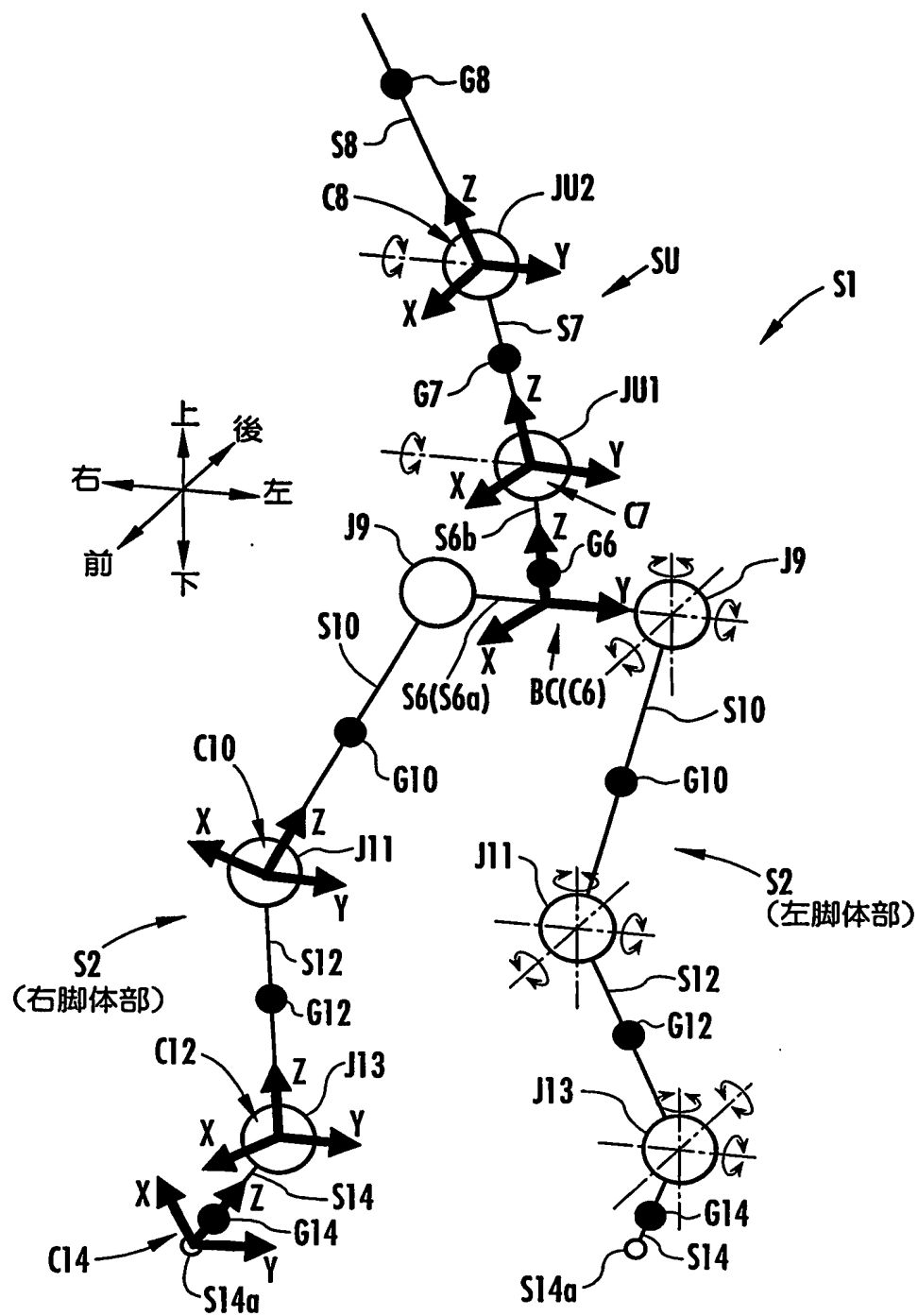


FIG.4

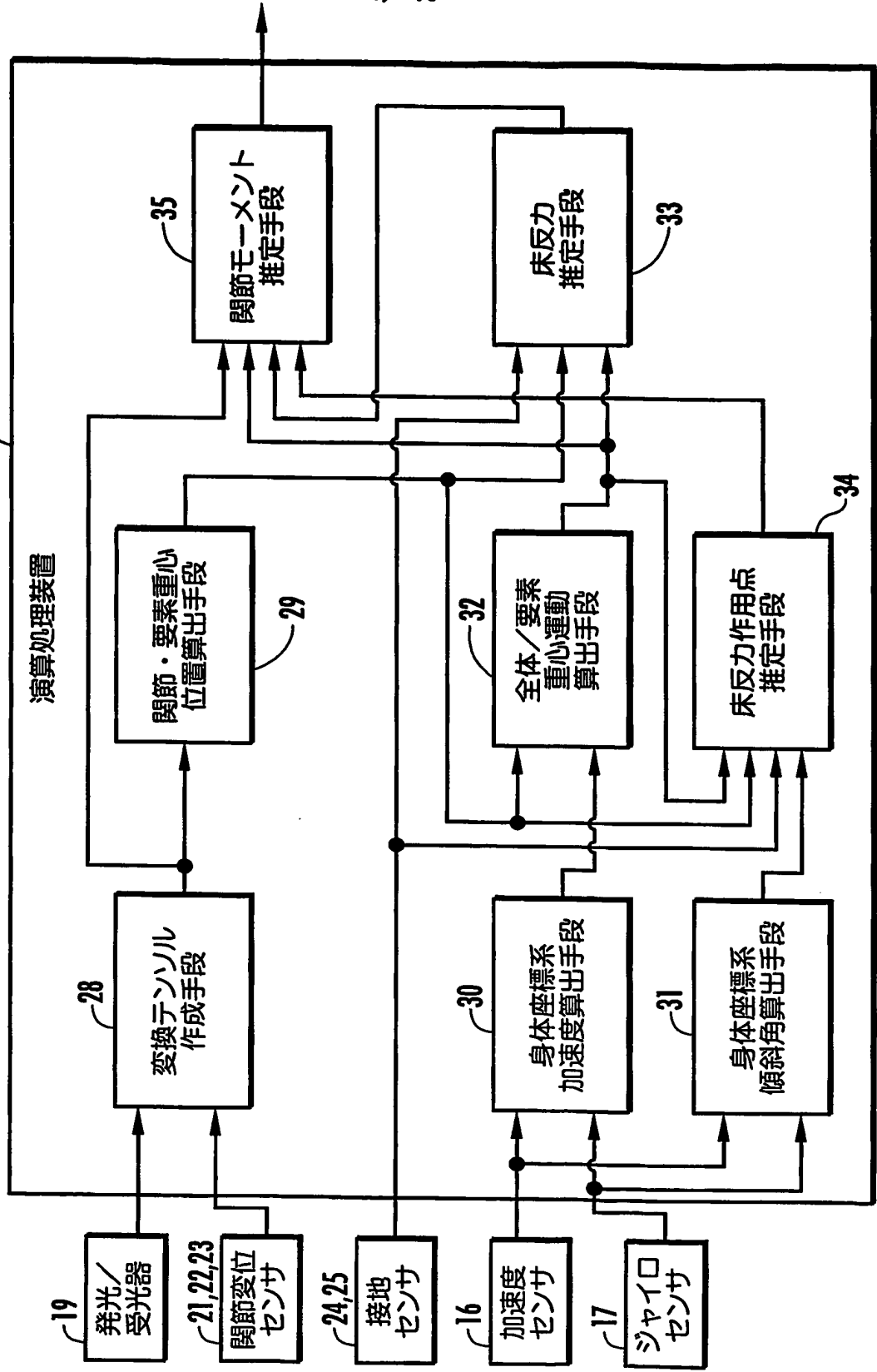
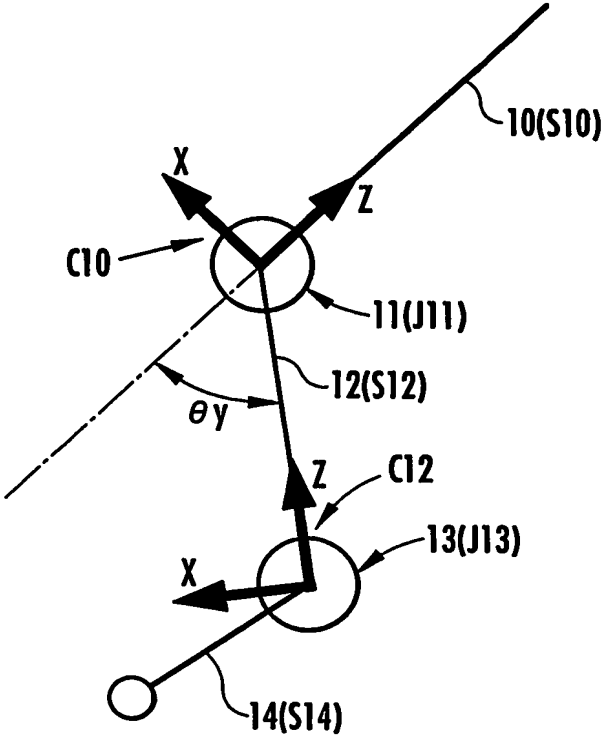


FIG.5





6/10

FIG.6

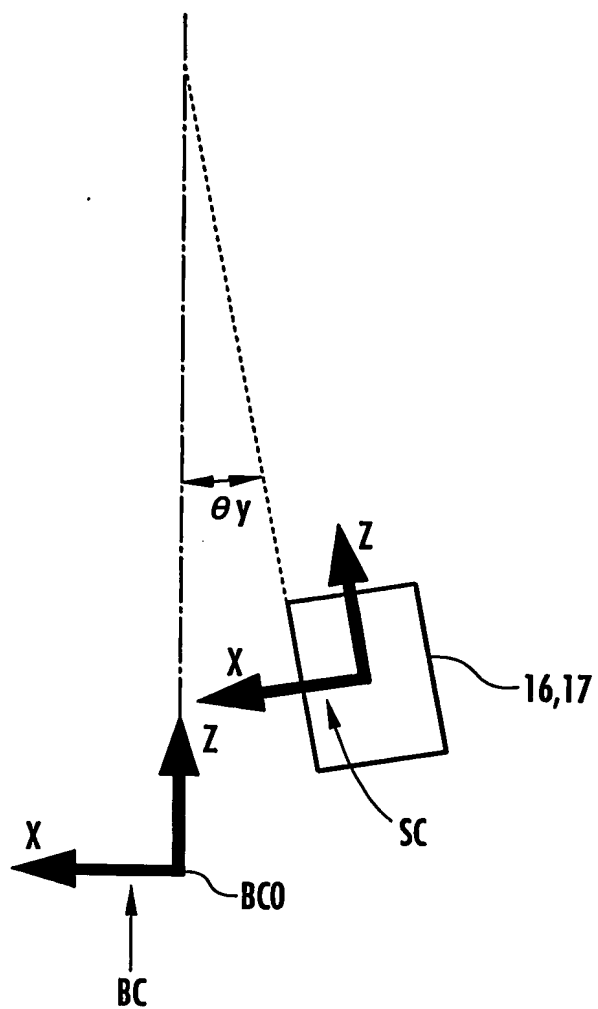
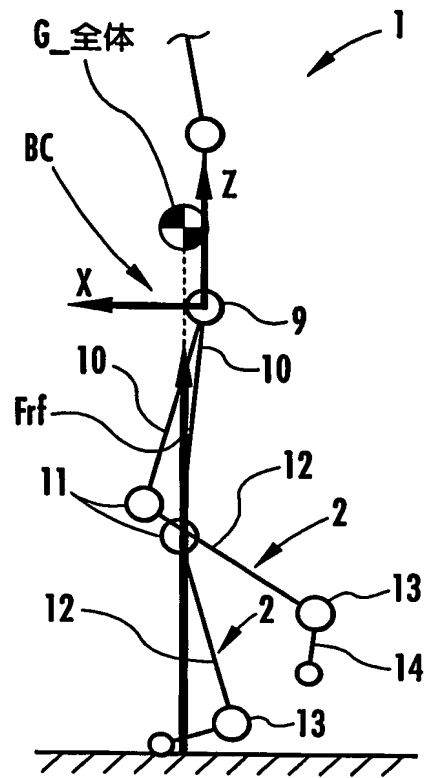


FIG.7



8/10  
FIG.8(a)

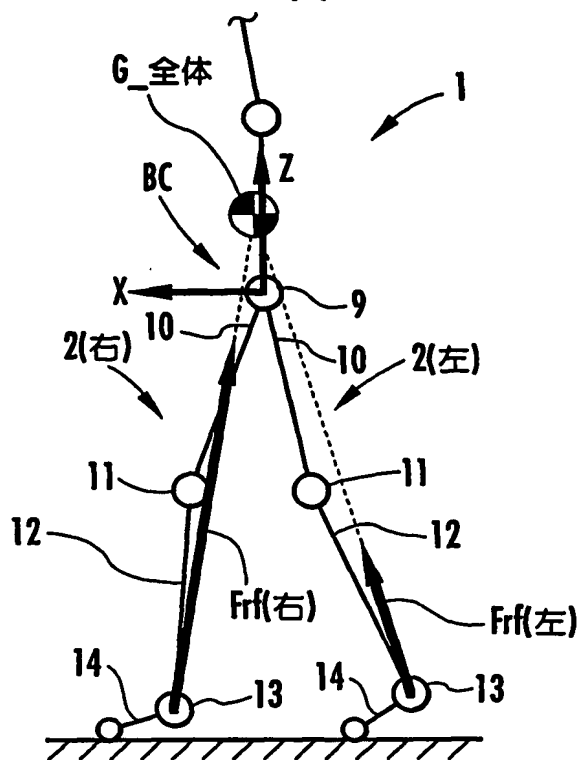
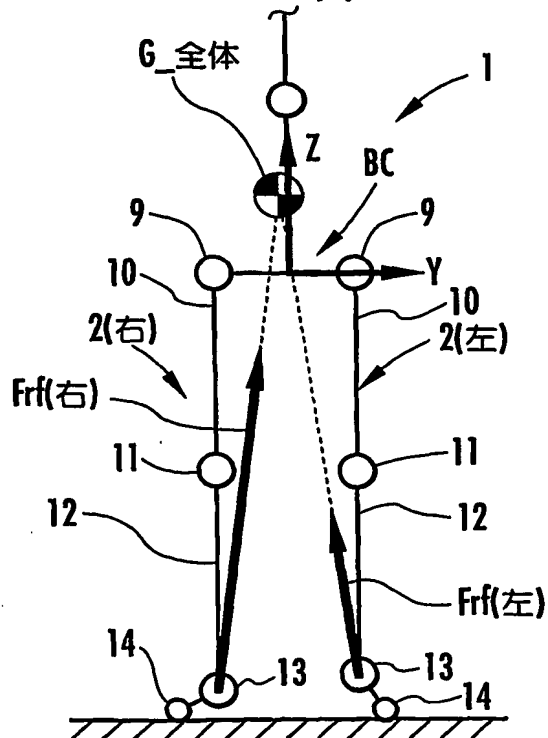
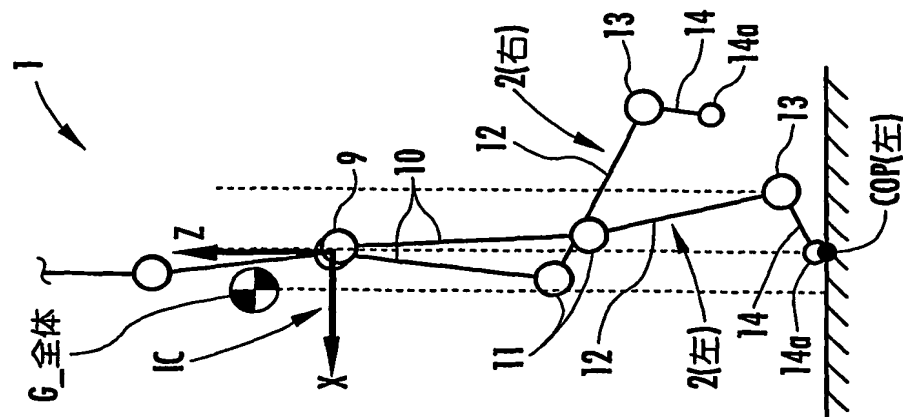


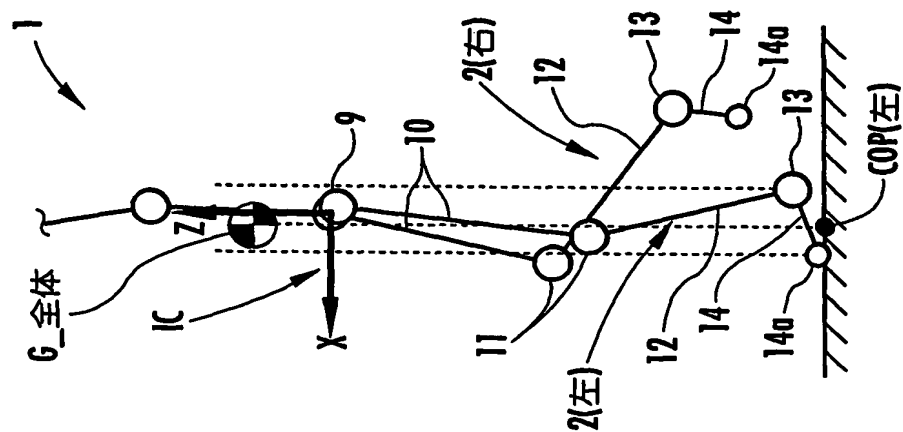
FIG.8(b)



**FIG. 9(a)**



**FIG. 9(b)**



**FIG. 9(c)**

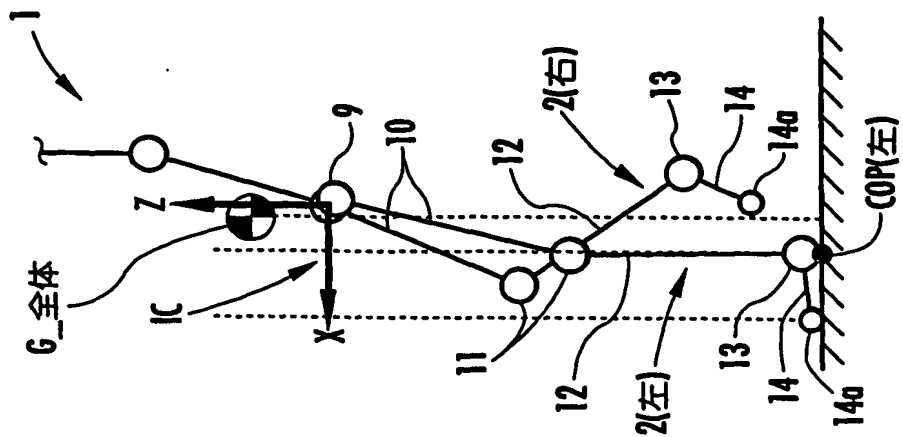
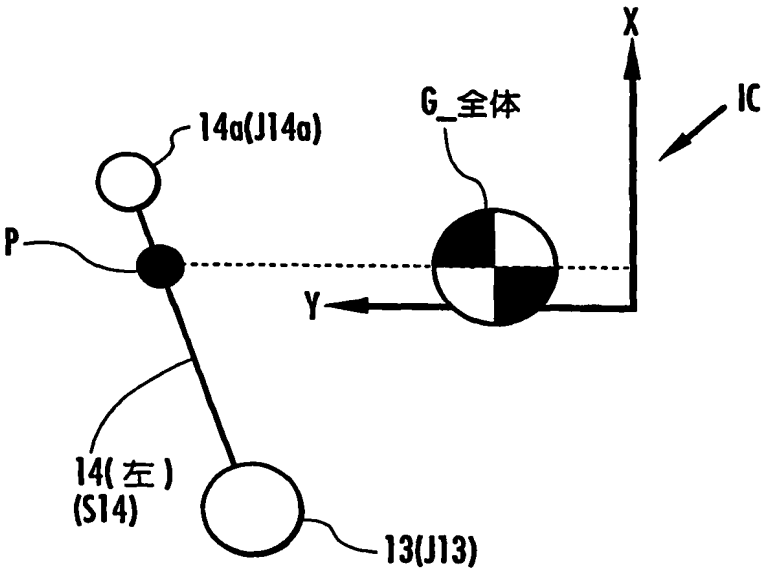


FIG.10



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/009518

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl<sup>7</sup> B25J5/00, B25J13/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl<sup>7</sup> B25J5/00, B25J13/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2003-117857 A (Honda Motor Co., Ltd.), 23 April, 2003 (23.04.03), Par. Nos. [0070] to [0143]; all drawings & WO 03/15997 A1 & EP 1424172 A1	1-5, 7, 9 6, 8
Y	JP 2003-117858 A (Sony Corp.), 23 April, 2003 (23.04.03), Par. Nos. [0077] to [0082]; Fig. 5 & US 2002-183897 A1 & EP 108943 A2 & KR 1050543 A & CN 1290590 A & TW 469211 B	1-5, 7, 9
Y	JP 2002-346957 A (Waseda University), 04 December, 2002 (04.12.02), Par. Nos. [0029] to [0074]; Fig. 2 (Family: none)	1-5, 7, 9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
08 October, 2004 (08.10.04)

Date of mailing of the international search report  
26 October, 2004 (26.10.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
Int. C17 B25J5/00, B25J13/00

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))  
Int. C17 B25J5/00, B25J13/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
日本国公開実用新案公報 1971-2004年  
日本国実用新案登録公報 1996-2004年  
日本国登録実用新案公報 1994-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2003-117857 A(本田技研工業株式会社)2003. 04. 23, 【0070】 - 【0143】, 全図 & WO 03/15997 A1 & EP 1424172 A1	1-5, 7, 9 6, 8
Y	JP 2003-117858 A(ソニー株式会社)2003. 04. 23, 【0077】 - 【0082】, 図5 & US 2002-183897 A1 & EP 1084943 A2 & KR 1050543 A & CN 1290590 A & TW 469211 B	1-5, 7, 9
Y	JP 2002-346957 A(学校法人早稲田大学)2002. 12. 04, 【0029】 - 【0074】, 図2 (ファミリーなし)	1-5, 7, 9

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献  
「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日  
08. 10. 2004

国際調査報告の発送日  
26.10.2004

国際調査機関の名称及びあて先  
日本国特許庁 (ISA/JP)  
郵便番号100-8915  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)  
所村 美和

3C 9617

電話番号 03-3581-1101 内線 3324